

CLAUDIO AUGUSTO DA CUNHA GUIMARÃES JUNIOR

**ESTUDO DA INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA
PROVOCADA POR UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS**

FLORIANÓPOLIS

Fevereiro - 1998

ESTUDO DA INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA PROVOCADA POR UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS

CLAUDIO AUGUSTO DA CUNHA GUIMARÃES JUNIOR

Dissertação apresentada ao
programa de pós-graduação em
engenharia elétrica da Universidade
Federal de Santa Catarina para a
obtenção do grau de mestre em
engenharia.

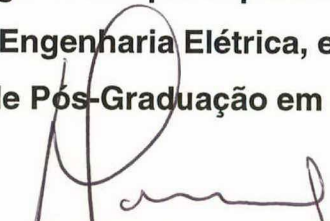
FLORIANÓPOLIS

Fevereiro - 1998

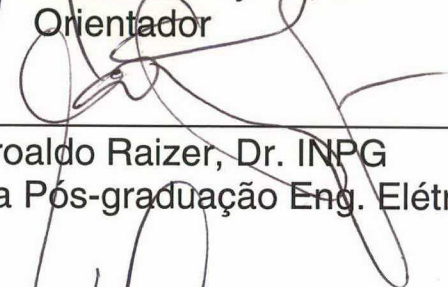
CLAUDIO AUGUSTO DA CUNHA GUIMARÃES JUNIOR

**ESTUDO DA INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA
PROVOCADA POR UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS**

**Essa dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de
Mestre, especialidade em Engenharia Elétrica, e aprovada em sua forma
final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**



Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.
Orientador




Prof. Adroaldo Raizer, Dr. INPG
Coordenador da Pós-graduação Eng. Elétrica

Banca Examinadora:




Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr. (presidente)



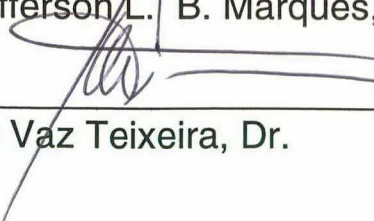
Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr.



Prof. Adroaldo Raizer, Dr. INPG



Prof. Jefferson L. B. Marques, PhD



Gilberto Vaz Teixeira, Dr.

O saber não está na ciência que se absorve de outros, mas em idéias próprias, geradas do conhecimento direto, mediante a transmutação por que passam, no espírito que os assimila. O sabedor não é armário de sabedoria armazenada, mas transformador reflexivo de aquisições digeridas.

Rui Barbosa

À minha família.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que é a causa e a razão de tudo.

Aos meus queridos pais, Claudio e Beatriz, pelo suporte emocional e por tudo que me ensinaram.

Ao professor Renato Garcia Ojeda, pela oportunidade e orientação dada.

A todos meus amigos e colegas que ajudaram no desenvolvimento deste estudo, em especial, Ana Claudia Rubi Castro, Walter Gaston Brandstetter Jr., Ciro José Egoavil Montero, Marcos Vinícius Lucatelli e Erlon de Rocco.

Ao prof. Adroaldo Raizer, pelo apoio e orientação dados ao longo deste trabalho.

Ao Dr. Robert Nelson (North Dakota State University), pelas informações e apoio prestados durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Inep, na pessoa do prof. Hari Bruno Mohr, por ter permitido a utilização do Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética e dos equipamentos de teste, sem os quais a concretização dos objetivos deste trabalho ficaria comprometida.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS.....	xiii
LISTA DE SIGLAS.....	xiv
RESUMO	xv
ABSTRACT.....	xvi
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 OBJETIVO	3
1.2 JUSTIFICATIVAS	4
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	6
2. INTRODUÇÃO À COMPATIBILIDADE ELETROMAGNÉTICA.....	7
2.1 PREÂMBULO	7
2.2 INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA	8
2.2.1 <i>Fonte e Receptores</i>	9
2.2.1.1 Geradoras de Radiofrequência	11
2.2.2 <i>Caminho de Transmissão</i>	13
2.2.3 <i>Técnicas para Redução da Interferência Eletromagnética</i>	15
2.2.3.1 Blindagem	16
2.2.3.2 Filtros de Linha	17
2.2.3.3 Considerações Finais.....	19
2.2.4 <i>Avaliação da Interferência</i>	19
2.2.4.1 Análise Espectral.....	23
2.2.4.2 Analisadores de Espectro	24
2.2.4.3 Antenas	25
2.2.4.4 Equipamentos para Medição das Emissões Conduzidas	27

2.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS	28
2.4 RESUMO	28
3. NORMAS PARA COMPATIBILIDADE ELETROMAGNÉTICA	30
3.1 CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES	30
3.2 HISTÓRICO DAS NORMAS DE COMPATIBILIDADE	31
3.3 NORMAS DE COMPATIBILIDADE PARA EQUIPAMENTOS MÉDICOS	34
3.3.1 Aspectos Gerais	34
3.3.2 Norma IEC 601-1-2	37
3.3.2.1 Padrões de Emissão	38
3.3.2.1.1 Teste de Emissões Radiadas	41
3.3.2.1.2 Teste de Emissões Conduzidas	45
3.3.2.2 Padrões de Imunidade	47
3.3.2.3 Padrões Adicionais de Compatibilidade	49
3.3.3 Norma NBR IEC 601-1-2	50
3.3.3.1 Considerações Finais	50
3.4 RESUMO	52
4. UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS	53
4.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS	53
4.1.1 Efeitos no Tecido	54
4.1.1.1 Corte	54
4.1.1.2 Coagulação	55
4.1.2 Formato das Ondas	58
4.1.2.1 Modos de Operação	61
4.1.2.2 Modo Monopolar	61
4.1.2.3 Modo Bipolar	62
4.2 ASPECTOS CONSTRUTIVOS	62
4.2.1 Bloco Gerador das Correntes de Alta Frequência	63
4.2.1.1 Configuração Válvula/Centelhador (<i>spark-gap</i>)	63

4.2.1.2 Configuração Utilizando Tecnologia de Estado Sólido	65
4.2.2 Eletrodo Ativo	65
4.2.3 Eletrodo Passivo	66
4.2.4 Eletrodo Bipolar	66
4.2.5 Sistema de Monitoração do Eletrodo de Retorno - REM	66
4.3 ASPECTOS DE SEGURANÇA	67
4.3.1 Queimaduras.....	68
4.3.2 Explosões	74
4.3.3 Contaminações e Intoxicações.....	76
4.3.4 Estímulos Musculares e Fibrilação Ventricular do Coração	77
4.4 RESUMO.....	82
5. INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA PROVOCADA POR UNIDADES	
ELETROCIRÚRGICAS	84
5.1 CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES	84
5.2 EQUIPAMENTOS MAIS SUSCETÍVEIS À INTERFERÊNCIA	85
5.2.1 Interferência em Monitores Cardíacos	87
5.3 GARANTIA DA COMPATIBILIDADE NO CENTRO CIRÚRGICO	89
5.3.1 Normas Técnicas de Compatibilidade das Unidades Eletrocirúrgicas	90
5.3.1.1 Emissões Radiadas	90
5.3.1.2 Emissões Conduzidas.....	94
5.4 ANÁLISE ESPECTRAL DOS SINAIS.....	95
5.5 ANÁLISE NO CENTRO CIRÚRGICO DE UM HOSPITAL	98
5.5.1 Análise das Medições Realizadas por Ji (1993)	101
5.6 ANÁLISE REALIZADA NO INEP	103
5.6.1 Características do Local de Testes	103
5.6.2 Equipamentos Utilizados	105
5.6.3 Análise das Emissões Radiadas	107
5.6.3.1 Antena Utilizada	108

5.6.3.2 Medições com Polarização Horizontal.....	109
5.6.3.3 Medições com Polarização Vertical	112
5.6.4 <i>Análise das Emissões Conduzidas</i>	113
5.7 ALTERNATIVAS PARA A REDUÇÃO DAS INTERFERÊNCIAS	115
5.8 RESUMO.....	119
6. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES	120
6.1 TRABALHOS FUTUROS	127
ANEXO A - ANTENAS	130
ANEXO B - UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS.....	132
ANEXO C - ACESSÓRIOS DAS UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS	134
ANEXO D - EMISSÕES RADIADAS A 1 METRO E 2,5 METROS DA ANTENA.....	137
ANEXO E - EMISSÕES RADIADAS - POLARIZAÇÃO HORIZONTAL.....	140
ANEXO F - EMISSÕES RADIADAS - POLARIZAÇÃO VERTICAL	144
ANEXO G - EMISSÕES CONDUZIDAS.....	148
BIBLIOGRAFIA.....	152
GLOSSÁRIO	160

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2-1: TRÊS ASPECTOS DA CEM (PAUL, 1992).	9
FIGURA 2-2: ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO - ADAPTADO DE KAUFMAN (EMSPEC.HTML).	11
FIGURA 2-3: FORMAS DE PROPAGAÇÃO DOS SINAIS ELETROMAGNÉTICOS.	13
FIGURA 2-4: DISPONIBILIDADE X CUSTO DAS MEDIDAS PARA PREVENÇÃO DA IEM (GOEDBLOED, 1992). ..	15
FIGURA 2-5: REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA BLINDAGEM (PAUL, 1992).	16
FIGURA 2-6: COLOCAÇÃO DO FILTRO DE LINHA (PAUL, 1992).	18
FIGURA 2-7: CAMPO MAGNÉTICO AO REDOR DE UM CONDUTOR (PAUL, 1992).	20
FIGURA 2-8: CAMPO ELÉTRICO AO REDOR DE UM CONDUTOR (PAUL, 1992).	20
FIGURA 2-9: SONDA DE CORRENTE (GOEDBLOED, 1992).	27
FIGURA 3-1: CISPR 11 - EMISSÕES CONDUZIDAS (FENICAL, 1997).	39
FIGURA 3-2: CISPR 11 - EMISSÕES RADIADAS (FENICAL, 1997).	40
FIGURA 3-3: TESTE DAS EMISSÕES RADIADAS EM CAMPO ABERTO (OPEN-FIELD SITE).	42
FIGURA 3-4: CÂMARA SEMI-ANECÓICA (ARC).	43
FIGURA 3-5: TESTE DAS EMISSÕES RADIADAS (PAUL, 1992).	44
FIGURA 3-6: TESTE DAS EMISSÕES CONDUZIDAS.	46
FIGURA 4-1: UNIDADE ELETROCIRÚRGICA (GEDDES, 1995).	53
FIGURA 4-2: MODO DE CORTE DE UMA UEC (CARR, 1991).	55
FIGURA 4-3: DISSECAÇÃO ELÉTRICA (CARR, 1991).	56
FIGURA 4-4: FULGURAÇÃO (CARR, 1991).	57
FIGURA 4-5: COAGULAÇÃO COM USO DE PINÇA HEMOSTÁTICA.	57
FIGURA 4-6: SINAL DA UEC PARA CORTE COM POUCA COAGULAÇÃO (ERBE).	59
FIGURA 4-7: SINAL DA UEC PARA COAGULAÇÃO (ERBE).	60
FIGURA 4-8: SINAL DA UEC MISTURADO (ERBE).	60
FIGURA 4-9: MODO MONOPOLAR (CARR, 1991).	61
FIGURA 4-10: MODO BIPOLAR (CARR, 1991).	62
FIGURA 4-11: CENTELHADOR (SPARK-GAP) (CARR, 1991).	64

FIGURA 4-12: CIRCUITO VALVULADO (CARR, 1991).....	64
FIGURA 4-13: SISTEMA DE MONITORAÇÃO DO ELETRODO DE RETORNO - REM (GEDDES, 1995).....	67
FIGURA 4-14: ÁREA DO ELETRODO PASSIVO DISPONÍVEL (AD) X POTÊNCIA DA UEC (PEF) (ERBE).	69
FIGURA 4-15: (A) COLOCAÇÃO CORRETA DO ELETRODO PASSIVO; (B) ELETRODO PASSIVO DANIFICADO.....	69
FIGURA 4-16: DIMINUIÇÃO DA ÁREA EFETIVA DA PLACA DEVIDO A CORROSÕES (FARIN, 1982).....	70
FIGURA 4-17: QUEIMADURA SOB OS ELETRODOS DE UM MONITOR (GEDDES, 1995).....	71
FIGURA 4-18: CONTATO ENTRE O BRAÇO DO PACIENTE E UMA SUPERFÍCIE METÁLICA.	72
FIGURA 4-19: RESSECÇÃO TRANSURETRAL (GEDDES, 1995).	79
FIGURA 5-1: CAMINHOS DE PROPAGAÇÃO DOS SINAIS ELETROMAGNÉTICOS GERADOS POR UEC.....	86
FIGURA 5-2: INTERFERÊNCIA SOBRE MONITOR CARDÍACO (BENDERS, 19--).	87
FIGURA 5-3: COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS DE ECG (BENDERS, 19--).	89
FIGURA 5-4: LIMITES DE EMISSÕES RADIADAS DAS UEC EM MODO STAND-BY - A UM METRO.....	94
FIGURA 5-5: CISPR 11 - LIMITES DE EMISSÕES CONDUZIDAS PARA UEC.....	95
FIGURA 5-6: ANÁLISE ESPECTRAL DO SETOR HOSPITALAR (PAPERMAN & DAVID, 1996).....	97
FIGURA 5-7: ANÁLISE ESPECTRAL DO EQUIPAMENTO SOB TESTE (PAPERMAN & DAVID, 1996).....	98
FIGURA 5-8: ANÁLISE ESPECTRAL NO CENTRO CIRÚRGICO (JI, 1993).....	99
FIGURA 5-9: ANTENA DIPOLO DO TIPO BROADBAND (KOLIAS ET AL. IN DORF, 1995).....	101
FIGURA 5-10: ANTENA DIPOLO UTILIZADA POR JI (1993).	102
FIGURA 5-11: LABORATÓRIO DE COMPATIBILIDADE ELETROMAGNÉTICA (LCE) DO INEP.	104
FIGURA 5-12 - (A) UEC; (B) ELETRODOS; (C) ANTENA; (D) ANAL. ESPEC.; (E) AMPLIFICADOR; (F) LISN.	104
FIGURA 5-13: DELTRONIX - MODELO B-3600 A (UEC TESTADA).	105
FIGURA 5-14: (A) ANALISADOR DE ESPECTROS; (B) PRÉ-AMPLIFICADOR; (C) LISN.	106
FIGURA 5-15: DISPOSITIVOS UTILIZADOS PARA A MEDIÇÃO DAS EMISSÕES CONDUZIDAS.	107
FIGURA 5-16: ANÁLISE COM A ANTENA EM POLARIZAÇÃO HORIZONTAL (UEC CORTANDO).	110
FIGURA 5-17: ANÁLISE ESPECTRAL DO AMBIENTE (UEC DESLIGADA).	110
FIGURA 5-18: ANÁLISE ESPECTRAL COM A UEC EM MODO STAND-BY.	111
FIGURA 5-19: ANÁLISE ESPECTRAL COM A UEC EM MODO CORTE (200 WATTS).	111
FIGURA 5-20: ANÁLISE COM A ANTENA EM POLARIZAÇÃO VERTICAL (UEC CORTANDO).....	112

FIGURA 5-21: MEDIÇÃO DAS EMISSÕES CONDUZIDAS.	113
FIGURA 5-22: EMISSÕES CONDUZIDAS POR UMA UEC EM MODO STAND-BY.....	114
FIGURA 5-23: EMISSÕES CONDUZIDAS APÓS O ACIONAMENTO DO PEDAL DA UEC.....	114

LISTA DE TABELAS

TABELA 2-1: FONTES DE EMISSÃO ELETROMAGNÉTICA (KIMMEL & GERKE, 1995).....10

TABELA 2-2: RELAÇÃO ENTRE FREQUÊNCIA E COMPRIMENTO DE ONDA (KIMMEL & GERKE, 1995).21

TABELA 3-3: CAMPO ELÉTRICO MEDIDO EM HOSPITAIS (VLACH ET AL., 1995).51

TABELA 5-4: LIMITES DE EMISSÕES RADIADAS PARA EQUIPAMENTOS DA CLASSE A (30 METROS).....90

TABELA 5-5: LIMITES DE EMISSÕES RADIADAS MEDIDAS A 1 METRO DO EQUIPAMENTO.91

TABELA 5-6: LIMITES DE EMISSÕES CONDUZIDAS.95

LISTA DE SIGLAS

AAMI :	American Association of Medical Instrumentation
ABNT :	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AC :	Alternating Current
AM :	Amplitude Modulation
ANSI :	American National Standard Institute
ARA :	Antenna Research Associates
BMD :	Bureau of Medical Devices
BRH :	Bureau of Radiological Health
CDRH :	Center for Devices and Radiological Health
CEE :	Commission Internationale de Reglementation Électrique
CEM :	Compatibilidade Eletromagnética
CISPR :	Comitê International Special dês Perturbations Radioélectriques
DC :	Direct Current
E.S.T. :	Equipamento sob Teste
ECG :	Eletrocardiograma
EMC :	Electromagnetic Compatibility
ESU :	Electrosurgical Unit
FCC :	Federal Communications Commission
FDA :	Food and Drug Administration
FM :	Frequency Modulation
GPEB :	Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica
HP :	Hewlett Packard
HU :	Hospital Universitário
IEC :	International Electrotechnical Commission
IEEE :	Institute of Electrical and Electronic Engineers
IEM :	Interferência Eletromagnética
INEP :	Instituto de Eletrônica de Potência
ISO :	International Standard Organization
ITE :	Information Technology Equipment
LCE :	Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética
LISN :	Line Impedance Stabilization Network
MIL :	Militar
NBR :	Norma Brasileira
REM :	Return Electrode Monitor
RTU :	Ressecção Transuretral
STD :	Standard
TUR :	Transurethral Resection
UEC :	Unidade Eletrocirúrgica
UFSC :	Universidade Federal de Santa Catarina
UIR :	Union Internationale de Radiodiffusion

Claudio Augusto da Cunha Guimarães Junior

**Estudo da Interferência Eletromagnética Provocada por Unidades
Eletrocirúrgicas**

Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Santa Catarina
Dissertação de Mestrado
1998

RESUMO

Por causa da crescente utilização de equipamentos eletrônicos em hospitais, a interferência eletromagnética entre equipamentos está sendo considerada um dos maiores problemas de natureza elétrica durante os procedimentos cirúrgicos. As unidades eletrocirúrgicas (UEC), dispositivos utilizados para cortar e coagular os tecidos humanos, são as maiores causadoras de interferências eletromagnéticas em outros equipamentos, uma vez que geram emissões com elevada energia e que ocupam um amplo espectro de frequências. Considerando este fato, impõe-se o estudo do comportamento eletromagnético de tais dispositivos.

Os principais objetivos deste trabalho são: quantificar as emissões eletromagnéticas de uma unidade eletrocirúrgica (UEC); verificar se estas emissões estão de acordo com os padrões de compatibilidade eletromagnética (CEM) para equipamentos médicos e propor um conjunto de alternativas para a redução da interferência eletromagnética gerada pelas UEC. É também objetivo deste trabalho o estudo de outros aspectos de segurança na operação das UEC.

A quantificação das emissões eletromagnéticas de uma unidade eletrocirúrgica modelo B-3600 A (Deltronix, São Paulo) foi realizada com equipamentos especiais (analisador de espectros, antena e LISN) e os resultados, comparados com os limites estabelecidos pela norma de compatibilidade eletromagnética "IEC 601-1-2". Essas medições foram realizadas no Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética (do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis).

Este trabalho sugere que as emissões eletromagnéticas das UEC apresentam níveis mais elevados do que os estipulados pelas normas de compatibilidade eletromagnética (CEM) para equipamentos médicos. Além disso, o desempenho de um equipamento pode ser afetado pela operação das UEC instaladas no mesmo ambiente, mesmo que ele respeite os limites de imunidade impostos pelas normas de compatibilidade eletromagnética (CEM).

Palavras-chave: *unidade eletrocirúrgica, emissões eletromagnéticas, compatibilidade eletromagnética, interferência eletromagnética, padrões de compatibilidade eletromagnética, equipamentos médicos.*

Claudio Augusto da Cunha Guimarães Junior

Study of Electromagnetic Interference From Electrosurgical Units

Research Group of Biomedical Engineering

Federal University of Santa Catarina

Master Degree

1998

ABSTRACT

Due to the growing use of electronic equipments in hospitals, the electromagnetic interference among equipments is one of the major problems of electrical nature that has been observed during surgery procedures. The electrosurgical units (ESU), devices used for cutting and coagulating human tissues, are the most harmful sources of electromagnetic interference to other equipments because their operation generates high energy and broadband emissions. This fact justifies the need for studying the electromagnetic behaviour of these devices.

The main goals of this work are: to quantify the electromagnetic emissions of an electrosurgical unit, to verify if these emissions are in accordance with the electromagnetic compatibility (EMC) standards for medical devices and to propose a set of alternatives to reduce the electromagnetic interference generated by ESU. Also this work is related to the study of other safety aspects of the ESU operation.

The quantifying of the electromagnetic emissions of an electrosurgical unit (model B-3600 A) manufactured by Deltronix (São Paulo, Brazil) was performed with special equipments (spectrum analyser, antenna and LISN). The results were compared with the limits imposed by the electromagnetic compatibility standard "IEC 601-1-2". These measurements were performed in the Electromagnetic Compatibility Laboratory (at the Electrical Engineering Department of the Federal University of Santa Catarina, Brazil).

This work suggests that electromagnetic emissions of ESU are greater than those limits imposed by the EMC standards for medical devices. Furthermore, the performance of other equipment can be affected by the operation of ESU installed in the same environment, even if it complies with the immunity limits imposed by the EMC standards.

Key words: electrosurgical unit, electromagnetic emissions, electromagnetic compatibility, electromagnetic interference, electromagnetic compatibility standards, medical equipments.

1. INTRODUÇÃO

No século passado, os recursos da medicina resumiam-se à figura do médico, à sua educação e a uma instrumentação bastante escassa. Embora os custos para obtenção do treinamento médico fossem relativamente baixos, a demanda por serviços médicos também era bastante pequena, já que muitos deles eram prestados por amadores com certa experiência médica. A residência do enfermo era o cenário típico para o seu tratamento e recuperação, sendo parentes e vizinhos os responsáveis pelos cuidados comuns àqueles prestados pelos enfermeiros de hoje em dia (von Maltzahn & Eggleston, 1995).

O contraste existente entre o exercício da medicina no século passado e o atual não se restringia apenas ao número de profissionais ou às funções a eles delegadas, mas, também, à escassez dos recursos tecnológicos dos quais os médicos dispunham para desempenhar suas funções. Essa realidade começou a mudar a partir do rápido desenvolvimento científico que ocorreu na virada do século nas áreas da química, física, engenharia e farmacologia (von Maltzahn & Eggleston, 1995).

O grande desenvolvimento tecnológico observado ao longo deste século tem implicado a necessidade de um constante aperfeiçoamento dos profissionais da saúde, uma vez que praticamente todos os procedimentos médicos dependem de tais recursos. Esse avanço tecnológico e cultural do meio médico representa uma das grandes conquistas da atualidade, uma vez que muitas doenças, consideradas incuráveis no século passado, passaram a ser tratadas com relativa simplicidade e eficiência, o que tem aumentado a expectativa e qualidade de vida do homem.

Apesar dos benefícios incontestáveis garantidos pela crescente invasão tecnológica que tem ocorrido no ambiente hospitalar, algumas características indesejáveis dos equipamentos eletroeletrônicos que passaram a fazer parte do cenário médico têm se constituído numa constante preocupação para os profissionais da saúde. Os problemas de interferência eletromagnética¹ entre equipamentos, que eram preocupações, no passado, apenas dos fabricantes de equipamentos de radiodifusão, passaram a afetar de forma mais acentuada o ambiente hospitalar.

Inúmeros são os relatos de incidentes provocados por fontes locais ou distantes de energia eletromagnética que implicam a degradação dos vários equipamentos eletrônicos existentes no ambiente hospitalar. Muitos desses incidentes têm ou podem ter repercussões desastrosas sobre os pacientes e o corpo clínico, o que representa, muitas vezes, uma ameaça às suas vidas.

O centro cirúrgico é um setor do ambiente hospitalar onde os profissionais da saúde (médicos e enfermeiros) executam procedimentos cirúrgicos em pacientes que necessitam do suporte e da monitorização garantidos por vários equipamentos eletrônicos. Com base nos dados fornecidos por estes, o corpo clínico é capaz de tomar as decisões mais corretas durante uma cirurgia, de forma a viabilizar o seu sucesso. A decisiva função dos equipamentos existentes em ambientes onde são realizados procedimentos cirúrgicos torna, assim, mais significativo e alarmante o efeito das interferências eletromagnéticas.

Diante do contexto apresentado, é de extrema importância o estudo dos

¹ O termo *interferência eletromagnética* é definido como qualquer distúrbio eletromagnético, fenômeno, sinal, ou emissão que causa ou poderia causar uma resposta indesejada de um equipamento elétrico ou eletrônico (Paperman et al., 1994).

aspectos de compatibilidade eletromagnética² associados à unidade eletrocirúrgica (bisturi eletrônico), equipamento eletromédico amplamente utilizado em procedimentos cirúrgicos e que é uma das maiores fontes de interferência eletromagnética existente no ambiente hospitalar.

1.1 OBJETIVO

O objetivo principal deste trabalho é apresentar os resultados do estudo das características inerentes às emissões eletromagnéticas geradas pelas unidades eletrocirúrgicas, as quais são responsáveis pela maioria dos problemas de interferência eletromagnética sobre outros equipamentos instalados no mesmo ambiente. A quantificação das emissões eletrocirúrgicas e a comparação entre os resultados obtidos e as normas técnicas de compatibilidade eletromagnética para equipamentos eletromédicos são metas a serem alcançadas no decorrer da pesquisa.

A concretização desses objetivos viabilizará a proposição de um conjunto de alternativas capazes de garantir a redução dos efeitos nocivos oriundos das emissões eletromagnéticas das unidades eletrocirúrgicas, o que fornecerá ao Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina os subsídios e o conhecimento necessários para a correta implementação de programas de Engenharia Clínica eficazes no combate à interferência eletromagnética entre equipamentos.

Além do estudo das características referentes à área da compatibilidade eletromagnética, pretende-se analisar outros aspectos de segurança relacionados à

² O termo *compatibilidade eletromagnética* é definido pela Food and Drug Administration -FDA- como sendo a capacidade de um equipamento ou sistema de operar no seu ambiente eletromagnético operacional com o nível de eficiência desejado sem ser prejudicado por interferência eletromagnética (Paperman et al., 1994).

utilização das unidades eletrocirúrgicas, que são equipamentos cujo princípio de funcionamento implica a existência de riscos para o corpo clínico e para os pacientes sujeitos aos procedimentos cirúrgicos. Da concretização desse objetivo derivará um conjunto de sugestões que garantam uma maior segurança para aqueles que lidam com esses equipamentos e, por consequência, para os pacientes.

1.2 JUSTIFICATIVAS

Nos últimos 15 anos, tem ocorrido um crescimento vertiginoso do número de equipamentos emissores de radiofrequência para uso em ambiente hospitalar, e levando em conta os inúmeros e incontestáveis benefícios advindos dessa inovação tecnológica, parece inadmissível o questionamento quanto ao uso de tais equipamentos. Entretanto, não obstante esta realidade, há um aumento considerável do número de acidentes em virtude da falta de conhecimento por parte daqueles que lidam com tais equipamentos, sobretudo, quanto aos aspectos funcionais destes.

Um estudo realizado durante três meses junto aos profissionais de um hospital com aproximadamente 100 leitos, localizado na cidade de Campinas (SP), objetivando a identificação e quantificação de problemas de natureza elétrica durante procedimentos cirúrgicos, resultou na constatação de que 47% dos acidentes de natureza elétrica advêm de interferências eletromagnéticas entre equipamentos (Hein, 1996).

As unidades eletrocirúrgicas (UEC), dispositivos amplamente utilizados durante procedimentos cirúrgicos, são responsáveis por grande parte dos problemas de natureza elétrica que ocorrem nessas situações, uma vez que são grandes fontes emissoras de radiações eletromagnéticas. De acordo com um estudo (Castro, 1997) realizado no Hospital Universitário da UFSC, 15 % dos problemas na utilização das

UEC estão associados às interferências eletromagnéticas que ocorrem nos centros cirúrgicos. Além disso, da má utilização desses equipamentos podem advir queimaduras nos pacientes e usuários, choques elétricos, explosões e outros graves acidentes, a respeito dos quais os profissionais da saúde devem ser alertados.

Essa realidade justifica a realização de estudos que visem à quantificação das emissões eletromagnéticas provenientes das unidades eletrocirúrgicas e à avaliação de outros aspectos de segurança relacionados a sua utilização. A partir dos dados fornecidos por este estudo, poder-se-á buscar alternativas que permitam a redução dos efeitos nocivos inerentes à utilização desses equipamentos.

Além das justificativas sugeridas nos parágrafos anteriores, a política de normatização técnica em equipamentos eletromédicos, incentivada no Brasil pelo Ministério de Saúde, através da sua Secretaria de Normas Técnicas e da ABNT, obriga o país a implementar estruturas que permitam a avaliação tecnológica dos equipamentos utilizados na área da saúde. Nesse sentido, justifica-se a validade deste trabalho, pois os ensaios visam à quantificação das emissões eletromagnéticas das UEC, o que permite a verificação da conformidade desses dispositivos com as normas técnicas correspondentes.

O levantamento e a organização das informações obtidas no decorrer deste estudo serão de grande valia para o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica -GPEB-, para o Hospital Universitário -HU- e para o estado de Santa Catarina, onde as propostas sugeridas serão aplicadas visando à fiscalização dos serviços em equipamentos eletromédicos e melhorias nos serviços de saúde que utilizam esta tecnologia médica.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Para a concretização dos objetivos propostos e perfeita compreensão dos problemas de interferência eletromagnética entre equipamentos eletromédicos, procurou-se, no capítulo 2 (“Introdução à Compatibilidade Eletromagnética”) deste trabalho, apresentar os aspectos físicos relacionados às emissões eletromagnéticas. As informações contidas nesse capítulo foram obtidas em conceituadas fontes bibliográficas referentes à área da compatibilidade eletromagnética, fornecendo, assim, os subsídios necessários para a compreensão do tema.

A adoção de medidas para a redução dos problemas de interferência entre equipamentos eletromédicos torna-se imprescindível quando as emissões destes atingem níveis considerados permissivos ao ambiente no qual estão instalados. Estes níveis são estipulados por normas técnicas de compatibilidade eletromagnética que têm por objetivo garantir a funcionalidade e a segurança dos equipamentos e são apresentadas no capítulo 3 (“Normas para Compatibilidade Eletromagnética”) deste trabalho.

Por fim, nos capítulos 4 (“Unidades Eletrocirúrgicas”) e 5 (“Interferência Eletromagnética Provocada por Unidades Eletrocirúrgicas”), apresentam-se informações referentes ao estudo dos aspectos funcionais e de segurança das unidades eletrocirúrgicas, bem como os dados obtidos a partir da quantificação das emissões eletromagnéticas destes equipamentos e algumas sugestões para a redução das interferências eletromagnéticas.

2. INTRODUÇÃO À COMPATIBILIDADE ELETROMAGNÉTICA

2.1 PREÂMBULO

As emissões eletromagnéticas são inerentes ao funcionamento de todos os equipamentos eletroeletrônicos. Quando muitos equipamentos operam num mesmo ambiente, tais emissões podem se somar, gerando o que se chama de *poluição eletromagnética*. Esta “poluição”, juntamente com as emissões oriundas de fenômenos físicos¹, pode interferir de forma permissiva no funcionamento de determinado equipamento, caracterizando um quadro de interferência eletromagnética.

Apesar de um ambiente repleto de equipamentos eletrônicos estar muito mais sujeito a problemas de interferência eletromagnética entre equipamentos, também as emissões provenientes de um único equipamento, ou de componentes integrantes do mesmo equipamento que sofre a interferência, podem provocar o mesmo efeito. Esse problema exige uma preocupação por parte dos projetistas de equipamentos eletrônicos, para que busquem a redução dessas emissões, bem como daqueles que lidam com os equipamentos, os quais devem estar cientes das alternativas que podem ser adotadas para evitar tal problema.

Quando um sistema eletrônico consegue desempenhar suas funções no ambiente em que se encontra, sem que a sua performance seja afetada pelas emissões eletromagnéticas de seus componentes internos, ou dos demais equipamentos que operam no mesmo ambiente, e suas emissões não interferem no desempenho destes

¹ Como os relâmpagos.

equipamentos, diz-se que tal sistema é eletromagneticamente compatível com o seu ambiente.

A International Electrotechnical Commission -IEC- define a *compatibilidade eletromagnética* como sendo a “habilidade de um dispositivo, equipamento ou sistema de funcionar satisfatoriamente em seu ambiente eletromagnético sem introduzir distúrbios eletromagnéticos² intoleráveis a qualquer equipamento existente naquele ambiente (Chatterton & Houlden, 1992)”.

Os estudos sobre a compatibilidade eletromagnética foram iniciados a partir da verificação dos primeiros problemas de interferência eletromagnética nos equipamentos de radiodifusão. Por essa razão, durante muitos anos, os esforços nessa área concentraram-se no estudo de alternativas para a redução dos efeitos permissivos oriundos das emissões desse tipo de equipamento.

2.2 INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA

A preocupação com os aspectos da compatibilidade eletromagnética mostra-se pertinente quando se conclui que muitos dos problemas de funcionalidade dos equipamentos eletroeletrônicos se devem às interferências eletromagnéticas (Ferreira & Raizer, 1996). Assim, deve-se aplicar os conceitos de compatibilidade eletromagnética no projeto de sistemas eletroeletrônicos de forma a reduzir (Ferreira & Raizer, 1996), (Paul, 1992):

- seu potencial de causar interferência eletromagnética em outros sistemas;

² *Distúrbio eletromagnético* é definido como qualquer fenômeno eletromagnético que pode prejudicar o desempenho de um dispositivo, equipamento ou sistema, ou afetar de forma adversa qualquer matéria viva. Um distúrbio eletromagnético pode ser um ruído eletromagnético, um sinal indesejado ou uma mudança no meio de propagação de um sinal (Chatterton & Houlden, 1992).

- sua suscetibilidade³ à interferência produzida por outros sistemas;
- seu potencial de causar interferência em si próprio (auto-interferência).

Para atender às expectativas citadas, o projetista de equipamentos eletroeletrônicos deve se preocupar com a geração, transmissão e recepção da energia eletromagnética. Estes três aspectos, apresentados na Figura 2-1, constituem a base para qualquer projeto que vise respeitar os preceitos da compatibilidade eletromagnética (Paul, 1992):

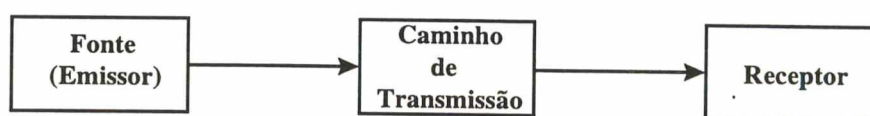


Figura 2-1: Três aspectos da CEM (Paul, 1992).

Na Figura 2-1, a fonte, ou emissor, produz a emissão eletromagnética e um caminho de acoplamento transfere a energia emitida para um receptor, onde ela é processada de forma a resultar num comportamento desejado ou indesejado do sistema. A interferência eletromagnética só ocorre se a energia recebida fizer com que o receptor se comporte de forma indesejada (Paul, 1992).

2.2.1 Fonte e Receptores

O emissor e o receptor dos sinais eletromagnéticos podem ser “intencionais” ou “não intencionais”, dependendo, para tal distinção, do caminho de acoplamento existente entre ambos e do tipo de emissor ou de receptor.

No ambiente hospitalar, inúmeros equipamentos eletroeletrônicos captam sinais oriundos das mais diversas fontes, processando-os como se fossem informações

³ Definida como a “inabilidade de um equipamento ou sistema de desempenhar suas funções sem ser afetado por distúrbios eletromagnéticos. Suscetibilidade é a falta de imunidade” (Paperman et al., 1994).

pertinentes a seu funcionamento, o que permite caracterizá-los como “receptores não intencionais”. Além disso, outros equipamentos eletromédicos comportam-se como grandes fontes emissoras de ondas eletromagnéticas, o que é uma característica indesejada e os qualifica como “fontes não intencionais”. A Tabela 2-1 apresenta algumas das fontes de emissão existentes no ambiente hospitalar.

Tabela 2-1: Fontes de emissão eletromagnética (Kimmel & Gerke, 1995).

Categoria	Nome	Frequência
Equipamentos médicos (fontes não intencionais)	Diatermia	27 MHz - 500 MHz
	Unidades eletrocirúrgicas	30 kHz - 100 MHz
	Equip. de ressonância magnética	60 MHz
	Lasers	27 MHz (varia)
Transmissores de rádio (fontes intencionais)	Televisão	54 MHz - 800 MHz
	Radar	1 GHz - 40 GHz
	Estações de rádio AM	550 kHz - 1.6 MHz
	Estações de rádio FM	88 MHz - 108 MHz
	Telefone celular	900 MHz
Outros	Soldadores	2 MHz - 20 MHz
	Aquecedores	13.5, 27 ou 40 MHz

Segundo Kimmel & Gerke (1995), a interferência eletromagnética sobre os equipamentos eletroeletrônicos pode ter sua origem no comportamento de três tipos de fontes:

- fontes emissoras de ondas na frequência de rádio (*radio frequency sources*);
- fontes geradoras de descargas eletrostáticas (*electrostatic discharge sources*);
- fontes causadoras de distúrbios nas redes de alimentação elétrica (*power disturbance sources*).

A descoberta e a avaliação do tipo de fonte causadora da interferência eletromagnética constituem os primeiros passos a serem adotados para a redução da “poluição eletromagnética”. No ambiente hospitalar, as principais fontes causadoras de interferência eletromagnética são as geradoras de ondas de radiofrequência.

2.2.1.1 Geradoras de Radiofrequência

Apesar de as ondas de rádio apresentarem um espectro (apresentado em destaque na Figura 2-2) bastante amplo, adota-se como faixa de frequências de rádio aquela compreendida entre 10 kHz e 500 ou 1000 MHz, para aplicações comerciais, e até 40 GHz (frequência de operação dos radares) para aplicações militares.

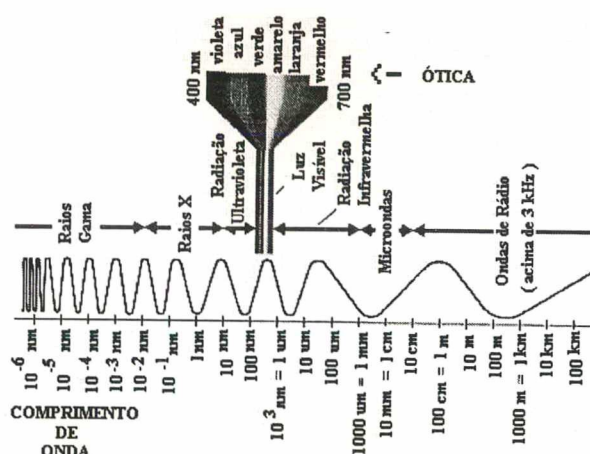


Figura 2-2: Espectro eletromagnético - adaptado de Kaufman (emspec.html).

A interferência eletromagnética originada da operação de fontes que emitem sinais compreendidos na faixa de frequências de rádio é denominada de “interferência de radiofrequência” (*radio frequency interference*). Este tipo de interferência caracteriza-se por ser, geralmente, contínuo (longo em comparação com o tempo de resposta do circuito que sofre a interferência) ao invés de transiente (Kimmel & Gerke, 1995).

Segundo Ji (1993), as fontes emissoras de radiofrequência podem ser de dois tipos distintos: locais e distantes. As fontes locais são aquelas que se encontram nas proximidades do equipamento sujeito à interferência; em oposição, o outro tipo de fonte está localizado a longas distâncias do receptor da interferência.

Dentre as fontes locais existentes no ambiente hospitalar, pode-se citar: os sistemas de comunicação dos hospitais, os telefones celulares, os *walk-talkies*, os computadores e outros equipamentos eletrônicos usados em procedimentos médicos (como as unidades eletrocirúrgicas). As transmissoras de rádio FM e AM e de televisão representam, por sua vez, exemplos de fontes distantes de interferência (Ji, 1993).

Em certos setores do ambiente hospitalar, a grande quantidade de equipamentos eletroeletrônicos utilizados para apoio nas decisões dos médicos e enfermeiros faz com que estejam posicionados a distâncias bastante próximas entre si, o que agrava ainda mais o quadro de “poluição eletromagnética” existente. O centro cirúrgico é um dos setores hospitalares que melhor exemplifica essa situação, uma vez que nele existem inúmeros equipamentos eletrônicos destinados à monitorização e ao auxílio à vida dos pacientes. A grande densidade de equipamentos nesse setor implica uma relativa proximidade entre eles, o que contribui para o agravamento dos problemas de interferência eletromagnética.

As unidades eletrocirúrgicas⁴ são as maiores causadoras de interferência nos centros cirúrgicos, visto que geram sinais eletromagnéticos de elevada amplitude, além de estarem posicionadas próximo a equipamentos muito suscetíveis às suas emissões (principalmente os monitores de sinais biológicos).

⁴ Equipamento cujo princípio de funcionamento é explicado no capítulo 4 deste trabalho.

Segundo Boivin et al. (1997), a UEC pode gerar campos elétricos com amplitudes superiores a 30 V/m a distâncias de, aproximadamente, 30 cm, o que exige uma alta imunidade dos equipamentos localizados na sua proximidade, para que a funcionalidade destes não seja comprometida pelas emissões. Os autores observaram também que, com o afastamento da UEC para uma distância de 50 cm em relação ao equipamento de teste, houve uma redução da amplitude do campo elétrico, que passou a atingir níveis de 12,5 V/m. Isso comprova que a força do campo elétrico gerado por uma fonte emissora sobre determinado receptor diminui à medida que os afastamos, ou seja, a intensidade do campo elétrico varia inversamente em relação à distância da fonte emissora (Kimmel & Gerke, 1995).

2.2.2 Caminho de Transmissão

A transmissão da energia eletromagnética entre a fonte e o receptor pode ocorrer de três formas distintas (Figura 2-3): por condução, por radiação ou por uma combinação das duas formas (Kimmel & Gerke, 1995).

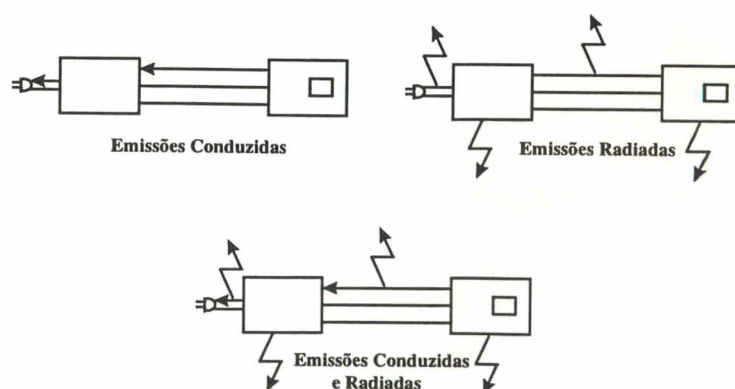


Figura 2-3: Formas de propagação dos sinais eletromagnéticos.

“A radiação eletromagnética é a propagação através do espaço da energia na forma de ondas eletromagnéticas, que continuam a se propagar mesmo quando a fonte original é desligada (Chatterton & Houlden, 1992).”

A propagação conduzida ocorre através de uma conexão física entre dois sistemas adjacentes, ou seja, por meio de um condutor. A maioria dos problemas de interferência relacionados à propagação por condução originam-se dos cabos de alimentação AC dos equipamentos. Nos hospitais, sugere-se que os equipamentos existentes em setores com grande quantidade de fontes e receptores de interferência eletromagnética, como os centros cirúrgicos, sejam alimentados por circuitos e fases diferentes, o que garante uma redução das interferências por condução (Santana, 1996).

A frequência e o comprimento de onda⁵ do sinal emitido pela fonte relacionam-se diretamente com o modo de propagação da onda eletromagnética. Os sinais de baixa frequência⁶ propagam-se melhor através dos condutores, ou seja, por condução, ao passo que os sinais com mais alta frequência são transmitidos com mais eficácia por radiação, em razão das indutâncias⁷ dos condutores (Kimmel & Gerke, 1995).

A determinação da forma de propagação mais condizente com a operação da fonte emissora é de extrema importância para a escolha da técnica a ser empregada para a prevenção da interferência eletromagnética (Kimmel & Gerke, 1995). A partir da escolha da alternativa a ser adotada, existe um grande número de técnicas utilizadas para prevenção. Estas técnicas podem ser aplicadas durante as etapas iniciais do projeto de um sistema, ou nas etapas finais, quando o sistema já está operando no seu ambiente

⁵ $\lambda = \frac{c}{f}$, onde “ λ ” é o comprimento de onda do sinal, “ c ” é a velocidade de propagação da luz no ar (300×10^6 m/s) e “ f ” é a frequência do sinal.

⁶ Sinais com elevados comprimentos de onda.

⁷ O indutor é um componente que, ao ser percorrido por uma corrente alternada, tem a capacidade de induzir, ao seu redor, campos magnéticos. Quanto maior a frequência do sinal que circula por ele, maior será a indução desses campos.

natural. No entanto, à medida que as etapas de projeto são ultrapassadas, as técnicas para prevenção de interferências tornam-se escassas, além de mais onerosas, conforme se demonstra na Figura 2-4.

Caso as considerações relativas à compatibilidade eletromagnética dos equipamentos não sejam tomadas antes da sua fase de produção, há uma grande chance de que os primeiros equipamentos produzidos não respeitem as normas de compatibilidade eletromagnética. Nesse caso, o custo da produção poderá atingir níveis exorbitantes pela necessidade de um novo projeto dos circuitos integrantes do equipamento, de uma reprogramação das máquinas destinadas à sua produção e de atrasos na sua entrega (Goedbloed, 1992).

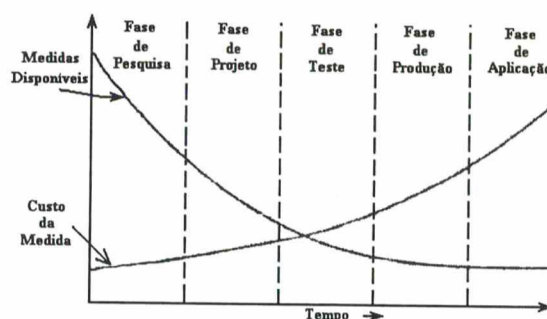


Figura 2-4: Disponibilidade X custo das medidas para prevenção da IEM (Goedbloed, 1992).

2.2.3 Técnicas para Redução da Interferência Eletromagnética

Os três aspectos nos quais se baseia a compatibilidade eletromagnética (apresentados na Figura 2-1) sugerem a existência de três alternativas distintas para prevenção contra problemas de interferência, a saber: suprimir a emissão na fonte, fazer com que o caminho de acoplamento se torne o mais ineficiente possível ou fazer com que o receptor seja menos suscetível às emissões (Paul, 1992). Em seqüência, apresentam-se duas soluções amplamente utilizadas por aqueles que desejam a redução

dos problemas de interferência entre equipamentos.

2.2.3.1 Blindagem

A *blindagem* é definida como sendo um invólucro metálico que envolve completa ou parcialmente um determinado equipamento eletrônico. Uma de suas funções consiste em tentar impedir que o campo eletromagnético emitido pelo equipamento seja radiado no ambiente em que ele se encontra, ou seja, tentar buscar a supressão da emissão na fonte (conforme Figura 2-5 (a)). A blindagem também pode ser empregada para garantir que o receptor das emissões seja menos suscetível a elas, o que é conseguido com a blindagem do receptor (conforme Figura 2-5 (b)) (Paul, 1992).

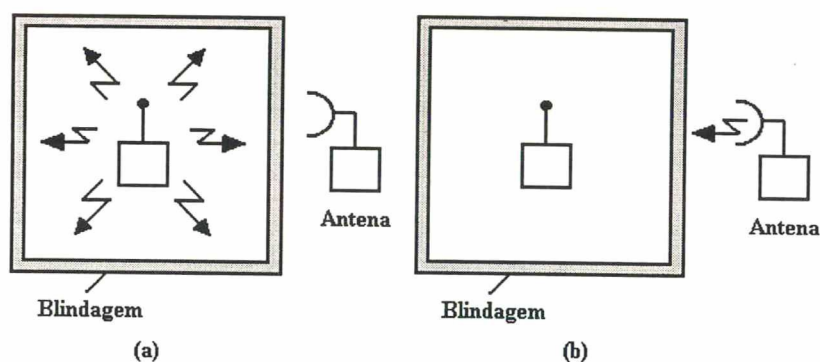


Figura 2-5: Representação esquemática da blindagem (Paul, 1992).

Para garantir a eficiência da blindagem, deve-se cuidar que ela envolva o equipamento por completo, não podendo haver qualquer abertura que permita a passagem das emissões eletromagnéticas para o seu interior, as quais poderão afetar a funcionalidade dos componentes internos do equipamento. Na prática, entretanto, a maior parte das blindagens apresenta aberturas, pois existem tampas, portas e orifícios para passagem dos cabos de alimentação do equipamento, para ventilação e para interruptores (Paul, 1992).

O provável comprometimento da eficácia da blindagem, em virtude do que foi descrito no parágrafo anterior, exige a adoção de medidas drásticas nesse sentido, o que, muitas vezes, implica gastos consideráveis de projeto (Paul, 1992). Uma dessas medidas consiste em blindar os próprios cabos de alimentação, o que garantirá que as radiações eletromagnéticas presentes no ambiente não sejam captadas por eles.

2.2.3.2 Filtros de Linha

Na atualidade, todo equipamento eletrônico que respeite as normas de compatibilidade eletromagnética apresenta algum tipo de filtro inserido no seu cabo alimentação (conectado à rede de alimentação AC). Os filtros de linha têm por objetivo a redução da interferência eletromagnética provocada pelas emissões conduzidas através da rede elétrica; são dispositivos que visam atenuar os sinais compreendidos na faixa de frequências das emissões conduzidas⁸ (Paul, 1992). Portanto, os filtros de linha atuam no sentido de tornar o caminho de acoplamento eletromagnético o mais ineficiente possível.

Para que o filtro seja mais eficaz no combate à interferência eletromagnética, deve ser tomado um cuidado especial quanto a sua colocação. A Figura 2-6 apresenta duas formas distintas para colocação de filtros de linha em determinado equipamento.

O filtro de linha apresentará maior eficácia quando for colocado diretamente em contato com o gabinete do equipamento e o mais próximo possível da sua fonte de alimentação (conforme Figura 2-6 (b)). Isso se deve à existência de inúmeros sinais de alta frequência internos ao equipamento, os quais se originam das

⁸ 450 kHz a 30 MHz - segundo os limites da Federal Communications Commission -FCC.

harmônicas resultantes do chaveamento das fontes de alimentação (fontes chaveadas), ou das harmônicas geradas pelo funcionamento dos circuitos de relógio (*clocks*) existentes no equipamento (Paul, 1992).

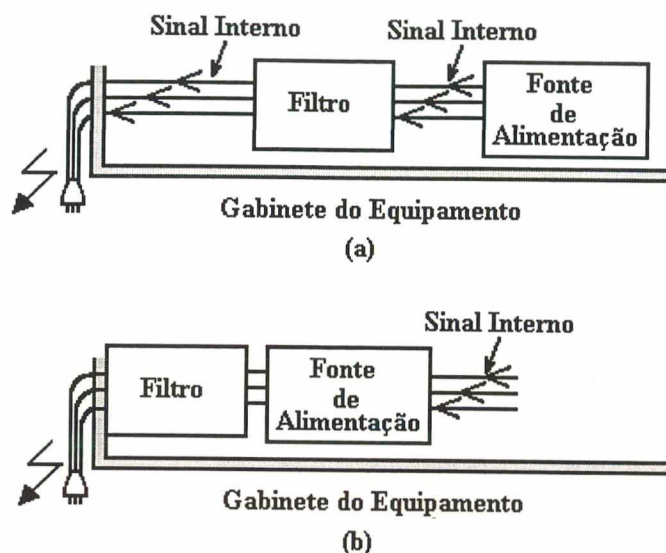


Figura 2-6: Colocação do filtro de linha (Paul, 1992).

Caso o filtro de linha não seja colocado junto ao gabinete do equipamento (conforme Figura 2-6 (a)), as emissões de alta frequência geradas no seu interior induzirão sinais nos cabos de alimentação, os quais, por condução, irão se propagar através da rede elétrica, podendo interferir no funcionamento de outros equipamentos (Paul, 1992).

A separação entre o filtro de linha e a fonte de alimentação do equipamento também gera problemas, uma vez que as emissões internas podem, da mesma forma, induzir sinais no cabo existente entre ambos. Caso esses sinais apresentem frequências superiores ao limite de atenuação do filtro, eles irão, da mesma forma, se propagar através do cabo de alimentação (Paul, 1992).

2.2.3.3 Considerações Finais

Para que a escolha de uma dentre as alternativas para a garantia da compatibilidade eletromagnética seja a mais adequada e menos onerosa possível, deve-se levar em conta alguns aspectos característicos do comportamento das emissões eletromagnéticas. Com o conhecimento e a avaliação dos aspectos envolvidos no problema da interferência eletromagnética existente, as soluções poderão ser mais evidentes.

2.2.4 Avaliação da Interferência

A partir da leitura de artigos e livros que abordam o tema compatibilidade eletromagnética, termos como *conteúdo espectral do sinal*, *harmônicas de alta frequência*, *analisador de espectros* e *antenas* tornam-se corriqueiros. Isso porque, do estudo e compreensão desses termos, advém a solução para a maioria dos problemas de interferência eletromagnética. Além de facilitar a escolha da melhor técnica a ser usada para prevenção da interferência eletromagnética, o conhecimento das características das emissões eletromagnéticas é imprescindível para viabilizar a implementação dessas técnicas.

O comportamento dos campos eletromagnéticos em relação à distância entre o receptor e a fonte emissora é, sem dúvida nenhuma, um dos aspectos mais importantes do estudo da compatibilidade eletromagnética. A amplitude (energia) dos campos elétricos e magnéticos constituintes das ondas eletromagnéticas varia inversamente com a distância, ou seja, à medida que se afasta a fonte emissora do receptor, a energia por ele recebida será menor (conforme Figura 2-7 e Figura 2-8). Por esse motivo, uma das técnicas para redução das interferências eletromagnéticas consiste em afastar o receptor da fonte emissora.

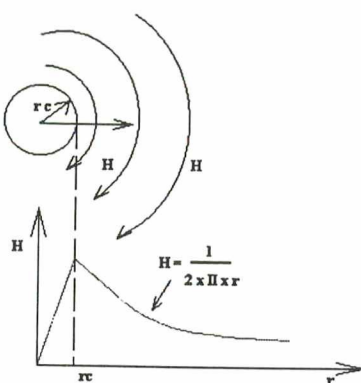


Figura 2-7: Campo magnético ao redor de um condutor (Paul, 1992).

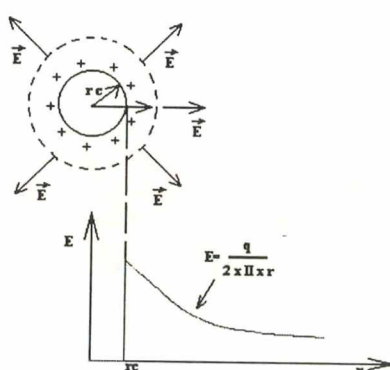


Figura 2-8: Campo elétrico ao redor de um condutor (Paul, 1992).

O comportamento dos cabos e condutores dos equipamentos frente às emissões eletromagnéticas, outro aspecto importante no estudo da compatibilidade eletromagnética, é bastante semelhante ao de uma antena, dispositivo projetado para transmitir (ou captar) a energia eletromagnética (Kraus, 1992). Apesar desse comportamento ser mais evidente nesses elementos, dependendo da frequência dos sinais radiados em determinado ambiente, até mesmo uma simples abertura existente em um equipamento pode esboçar as mesmas reações quando exposta a essas emissões.

Segundo Kimmel & Gerke (1995), quando um condutor ou uma abertura

tem um comprimento superior a “ $\frac{1}{20}$ ” do comprimento de onda⁹ do sinal emitido, eles passam a se comportar como uma antena eficiente, fazendo com que a propagação por radiação seja predominante. Dessa forma, sinais com alta frequência (baixo comprimento de onda) são captados e emitidos com uma maior facilidade por exigirem antenas menores. Esta é a principal razão para que se tome cuidado com o tamanho dos condutores e das trilhas das placas de circuito impresso que farão parte dos equipamentos. A Tabela 2-2 apresenta a característica dos sinais emitidos por fontes intencionais e das antenas ou condutores necessários para captá-los.

Tabela 2-2: Relação entre frequência e comprimento de onda (Kimmel & Gerke, 1995).

Frequência	Comprimento de Onda *	$\frac{1}{20}$ X Comprimento de Onda
1 MHz (estação AM)	300 m	15 m
30 MHz (rádio móvel)	10 m	50 cm
100 MHz (estação FM)	3 m	15 cm
150 MHz (rádio móvel)	2 m	10 cm
450 MHz (rádio móvel)	75 cm	4 cm
900 MHz (telefone celular)	33 cm	1,7 cm

* O comprimento de onda é calculado segundo : $\lambda(metro) = \frac{300}{f(MHz)}$

Os dados apresentados na Tabela 2-2 sugerem que sinais com frequências elevadas podem ser facilmente captados por condutores ou aberturas de determinado equipamento que tenham comprimentos ou diâmetros bastante pequenos. Após

⁹ $\lambda = \frac{c}{f}$, onde “ λ ” é o comprimento de onda do sinal, “c” é a velocidade de propagação da luz no ar (300×10^6 m/s) e “f” é a frequência do sinal.

captados, tais sinais são processados pelo equipamento, podendo resultar num comportamento inesperado e indesejado deste.

Por causa da frequência e da potência¹⁰ (elevada) dos sinais emitidos por telefones celulares¹¹, os quais podem ser facilmente captados¹² por qualquer equipamento eletroeletrônico, deve-se evitar o uso de tais dispositivos em determinados locais, como em hospitais ou aviões, onde a falha de um equipamento, devido à interferência eletromagnética, pode implicar a ocorrência de graves acidentes. Por essas mesmas razões, os hospitais devem ser construídos em locais distantes das grandes estações de transmissão de FM, uma vez que existem inúmeros relatos de interferência sobre equipamentos de suporte à vida instalados em hospitais localizados nas proximidades dessas estações (Segal et al., 1995), (Vlach et al., 1995), (Boivin et al., 1997).

Quando se fala a respeito da frequência dos sinais emitidos pelas diversas fontes intencionais e não intencionais que existem, pode-se imaginar, com base numa avaliação prematura e ingênua, que tais sinais apresentam um formato senoidal puro, ou seja, que apresentam uma única frequência de propagação, chamada de *frequência fundamental*.

A maioria dos sinais gerados por dispositivos eletroeletrônicos apresenta, entretanto, um formato de onda bastante diferente do de uma onda senoidal pura, podendo ser periódicos ou, até mesmo, aperiódicos. Os sinais periódicos são considerados os mais importantes no estudo da compatibilidade eletromagnética, por

¹⁰ Diretamente relacionada com a amplitude da onda eletromagnética, ou seja, quanto maior a amplitude, maior a potência do sinal.

¹¹ Com frequências em torno de 900 MHz, segundo a Tabela 2-2.

¹² Condutores com 1,7 cm podem captar ou emitir sinais com a frequência dos celulares eficientemente.

serem os que mais contribuem para as emissões conduzidas e radiadas dos sistemas eletrônicos digitais. A onda periódica é representativa dos sinais de relógio e daqueles sinais que carregam a informação necessária para o funcionamento dos circuitos digitais (Paul, 1992).

2.2.4.1 Análise Espectral

Fourier, um matemático francês que viveu por volta de 1800, provou que qualquer onda periódica pode ser representada por uma série infinita de ondas senoidais (ou harmônicas), denominada de *série de Fourier*¹³, sendo que a frequência de cada onda deve ser múltipla inteira de uma frequência fundamental. Dessa forma, uma onda periódica pode ser decomposta em um conjunto de ondas com frequências “ f ”¹⁴, “ $2xf$ ”, “ $3xf$ ”, etc. e com amplitudes decrescentes. Os termos “espectro de frequências do sinal” e “conteúdo espectral do sinal” são usados para definir esse conjunto de ondas.

A análise das características (frequência, formato e amplitude) das harmônicas do sinal é extremamente importante no estudo das interferências eletromagnéticas, uma vez que todas as normas de compatibilidade¹⁵ existentes baseiam-se numa avaliação do espectro de frequências dos sinais emitidos pelos equipamentos.

A análise espectral explica a razão por que os circuitos mais rápidos são os mais propensos a causar problemas de interferência eletromagnética, uma vez que o aumento da velocidade de comutação implica, necessariamente, um aumento do

¹³ Definida por: $x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \times \cos(2 \times \pi \times n \times f \times t) + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \times \sin(2 \times \pi \times n \times f \times t)$, onde os termos para “ $n=1$ ” são definidos como representativos da frequência fundamental (“ f ”); os termos para “ $n=2$ ”, da segunda harmônica; para “ $n=3$ ”, da terceira harmônica ...

¹⁴ Considerada a frequência fundamental do sinal.

¹⁵ Ver capítulo 3.

espectro de harmônicas presentes no sistema (Paul, 1992), (Ferreira & Raizer, 1996). Caso essas harmônicas apresentem amplitudes significativas, elas podem interferir no funcionamento de outros equipamentos ou do próprio equipamento que contém os circuitos em questão.

2.2.4.2 Analisadores de Espectro

O analisador de espectros é um dispositivo eletrônico capaz de realizar a análise matemática dos sinais emitidos pelos equipamentos, de forma a obter a série de Fourier representativa dos mesmos. Este equipamento fornece a amplitude (geralmente em “db μ V/m”) de cada uma das componentes (harmônicas) do sinal avaliado. Os analisadores de espectro são, basicamente, receptores de rádio que têm um filtro do tipo “passa-banda”, capaz de variar a banda passante à medida que é realizada a análise, de forma a obter as amplitudes de todas as componentes (harmônicas) do sinal.

Para a realização dos testes¹⁶ que visam verificar a conformidade dos equipamentos eletroeletrônicos com as normas de compatibilidade eletromagnética, são utilizados os analisadores de espectro, uma vez que estas estipulam limites de amplitude para cada uma das frequências constituintes do espectro do sinal. Entretanto, para que esses equipamentos possam realizar a análise espectral dos sinais, é necessário que exista um dispositivo eletrônico capaz de captar as emissões radiadas e conduzidas no ambiente de teste.

Para a captação das emissões radiadas, utilizam-se dispositivos denominados *antenas*, ao passo que, para a captação das emissões conduzidas, são utilizados equipamentos como a *sonda de corrente*.

¹⁶ Ver capítulo 3.

2.2.4.3 Antenas

As antenas, dispositivos eletrônicos utilizados para captar e emitir sinais eletromagnéticos radiados, podem ser classificadas em vários tipos: passivas, ativas, otimizadas para avaliação de um espectro de frequências estreito, capazes de captar um vasto espectro de frequências (antenas *broadband*), etc.. A escolha do melhor tipo de antena dependerá das características dos sinais a serem captados (Goedbloed, 1992).

Dentre as antenas passivas, pode-se citar as do tipo¹⁷ (Goedbloed, 1992):

- monopolo: antena no formato de uma haste vertical montada sobre uma superfície condutiva (“plano terra”). As transmissões e recepções deste tipo de antena são otimizadas através de um aumento do seu comprimento¹⁸. São antenas utilizadas principalmente para a verificação das emissões dos equipamentos militares e aeroespaciais;
- dipolo de meia-onda sintonizável: o comprimento de cada haste do dipolo é ajustável, da mesma forma que acontece na antena do tipo monopolo, para melhorar a captação das emissões. É uma antena pouco usada na prática por causa do grande intervalo de tempo necessário para sintonizá-la, o que não acontece com as antenas do tipo *broadband*;
- bicônica: antena do tipo *broadband*, é freqüentemente utilizada para captação de sinais com o espectro compreendido entre 25 MHz e 300 MHz;
- log-periódica: antena do tipo *broadband*, usada para captação de sinais com

¹⁷ Ver anexos.

¹⁸ Conforme o item “Avaliação da Interferência”, para que um condutor se comporte como uma “antena” eficiente, deve ter um comprimento superior a $\frac{1}{20}$ do comprimento de onda do sinal captado. Assim, variando-se o comprimento da antena, pode-se melhorar a captação das emissões eletromagnéticas.

freqüências entre 150 MHz e 1000 MHz (1 GHz). Conforme a freqüência a ser captada, a antena deve ser deslocada em relação à fonte emissora, o que a tornará mais eficiente. Por isso, as organizações elaboradoras de normas de compatibilidade eletromagnética ainda não aceitam a utilização deste tipo de antena para os ensaios de conformidade;

- *broadband horn*: antenas com o formato de uma corneta e utilizadas para captação de sinais com freqüências na faixa de GHz (1 a 18 GHz).

Os campos eletromagnéticos induzem tensões na antena, as quais são medidas pelo analisador de espectros a ela conectado. Este equipamento, ao adicionar as tensões medidas com o “fator da antena¹⁹”, obtém a força do campo eletromagnético gerado (Goedbloed, 1992).

Quando as freqüências do sinal emitido são inferiores a 30 MHz, a componente magnética do campo eletromagnético é mais facilmente medida, o que viabiliza a utilização de antenas do tipo *H field*. Este tipo de antena, que lembra um dipolo magnético, é indicado para captação de sinais com freqüências compreendidas entre 9 kHz e 30 MHz (Goedbloed, 1992).

O estudo da característica das antenas deve-se à necessidade de se ter um dispositivo capaz de captar as emissões radiadas pelos equipamentos sob teste, o que possibilitará a análise espectral desses sinais. No entanto, para medição das emissões conduzidas, as antenas mostram-se ineficientes, o que implica a necessidade de outros dispositivos para tal fim, os quais, assim como as antenas, também devem ser

¹⁹ Valor fornecido pelo fabricante da antena. Adicionando-se o valor do “fator de antena”, fornecido em db/m, com o valor da tensão induzida (em db μ V), obtém-se a força do campo eletromagnético em db μ V/m.

conectados a analisadores de espectro.

2.2.4.4 Equipamentos para Medição das Emissões Conduzidas

A propagação das ondas eletromagnéticas por condução ocorre principalmente através dos cabos de alimentação dos equipamentos, os quais são ligados diretamente à rede elétrica. Por isso, os dispositivos utilizados para captação das emissões conduzidas devem ser capazes de, a partir das correntes que circulam pelos cabos de alimentação, avaliarem a força do campo eletromagnético.

Um dos dispositivos utilizados para a avaliação das emissões conduzidas é a “sonda de corrente”, um tipo de transformador apresentado na Figura 2-9.

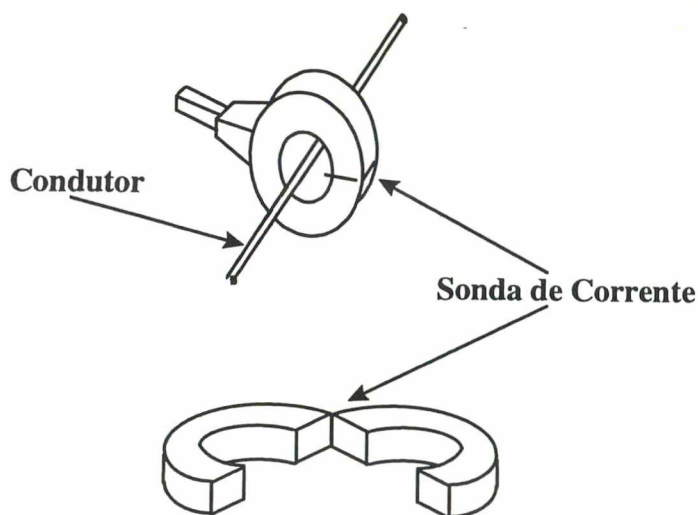


Figura 2-9: Sonda de corrente (Goedbloed, 1992).

As correntes alternadas provenientes da rede elétrica induzem campos magnéticos ao redor dos cabos de alimentação por onde circulam. Os campos magnéticos, por sua vez, provocam a indução de tensões no transformador (“sonda de corrente”), a partir das quais são avaliadas as emissões conduzidas (Goedbloed, 1992).

Segundo Paul (1992), as “sondas de corrente” são especificadas na norma militar de compatibilidade eletromagnética MIL-STD-462, para uso nas medições das

emissões conduzidas de equipamentos militares. Entretanto, a exigência de que as medidas não sejam influenciadas pelas condições do local em que são realizados os testes praticamente inviabiliza a utilização desses dispositivos.

Dentre as diferenças que podem ser observadas em locais de teste distintos, pode-se citar a condição da rede elétrica. Isso porque a impedância interna à rede elétrica varia de acordo com o local em que são realizadas as medições e com a frequência do sinal a ser captado. Por essa razão, deve existir um dispositivo capaz de garantir uma impedância fixa para a realização das medições, chamado Line Impedance Stabilization Network -LISN- e cujo princípio de funcionamento será explicado no capítulo 3 deste trabalho.

2.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Visando atender às expectativas impostas pelo estudo da compatibilidade eletromagnética, os países europeus²⁰ foram os primeiros a adotar medidas restritivas aos fabricantes de equipamentos eletroeletrônicos, uma vez que passaram a exigir que tais equipamentos respeitem certos limites de emissão e imunidade eletromagnética. Por isso, devem ser estudadas, além das características dos equipamentos, as normas de compatibilidade eletromagnética vigentes na atualidade.

2.4 RESUMO

Este capítulo denota bem a complexidade do tema *compatibilidade eletromagnética* e sugere uma preocupação permanente dos fabricantes dos

²⁰ Esses países têm adotado restritivos padrões de compatibilidade eletromagnética impostos através da Diretiva de Compatibilidade Eletromagnética, efetiva na Comunidade Européia (Witters, 1995).

equipamentos eletroeletrônicos. A *compatibilidade eletromagnética* é definida como a “habilidade de um dispositivo, equipamento ou sistema de funcionar satisfatoriamente em seu ambiente eletromagnético sem introduzir distúrbios eletromagnéticos intoleráveis a qualquer equipamento existente naquele ambiente” (Chatterton & Houlden, 1992). Para que os equipamentos respeitem as exigências dessa definição, os fabricantes devem garantir que seus produtos:

- não causem interferências eletromagnéticas²¹ em outros sistemas;
- não sejam suscetíveis²² à interferência produzida por outros sistemas;
- não causem interferência neles mesmos (auto-interferência).

O primeiro passo a ser adotado para garantir a compatibilidade eletromagnética de determinado equipamento consiste no estudo do ambiente no qual ele se encontra, procurando identificar fontes causadoras de interferência eletromagnética (dentre as quais as geradoras de sinais na frequência de rádio), formas de transmissão da energia eletromagnética (conduzida ou radiada) e os prováveis receptores desta energia.

²¹ Definida como qualquer distúrbio eletromagnético, fenômeno, sinal, ou emissão que causa ou poderia causar uma resposta indesejada de um equipamento elétrico ou eletrônico (Paperman et al., 1994).

²² A *suscetibilidade eletromagnética* é definida como a inabilidade de um equipamento ou sistema de desempenhar suas funções sem ser afetado por distúrbios eletromagnéticos. Nota: é a falta de imunidade.

3. NORMAS PARA COMPATIBILIDADE ELETROMAGNÉTICA

3.1 CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES

Atualmente, há uma atividade intensa de inúmeras instituições no sentido de buscar a formulação de normas que garantam a compatibilidade eletromagnética dos equipamentos eletromédicos. Com a crescente invasão de equipamentos eletrônicos no ambiente hospitalar, torna-se imprescindível, para segurança dos pacientes e do corpo clínico, que tais equipamentos operem satisfatoriamente, não obstante a adversidade do ambiente em que estão instalados.

Entretanto, as preocupações referentes ao estudo da compatibilidade eletromagnética dos equipamentos eletromédicos, se comparadas com as referentes aos demais equipamentos eletrônicos, são bastante recentes. Isso implica a inexistência de uma norma única e eficiente para todos os equipamentos eletromédicos, o que tem levado a inúmeros problemas de desempenho dos equipamentos em virtude da interferência eletromagnética.

Além disso, a existência de equipamentos bastante ultrapassados na maioria dos ambientes hospitalares, os quais, normalmente, não foram projetados levando em conta os aspectos da compatibilidade eletromagnética, dificulta ainda mais a prevenção dos problemas de interferência entre equipamentos.

3.2 HISTÓRICO DAS NORMAS DE COMPATIBILIDADE

Os problemas de interferência eletromagnética em equipamentos de radiodifusão começaram a atingir níveis preocupantes a partir de 1930 (Paul, 1992), quando surgiram as primeiras organizações internacionais destinadas a formular e estabelecer normas capazes de reduzir a “poluição eletromagnética” no ambiente.

Uma das primeiras organizações autorizada a divulgar recomendações técnicas relacionadas ao controle das emissões eletromagnéticas foi fundada em 1933. Nessa ocasião, durante um encontro em Paris da Comissão Eletrotécnica Internacional - IEC¹-, foi sugerida a formação do Comitê Especial Internacional em Rádio Interferência (Comitê International Special des Perturbations Radioélectriques - CISPR) para lidar com o problema emergente da interferência eletromagnética entre equipamentos (Sartori, 1997), (Paul, 1992).

Inicialmente, para a elaboração das recomendações destinadas a estabelecer os níveis aceitáveis e as técnicas padronizadas de medições de interferências, foi estabelecida uma comissão conjunta entre a IEC e a Union Internationale de Radiodiffusion -UIR. Após a II Guerra Mundial, com a desvinculação da UIR dessa comissão, a CISPR tornou-se um comitê especial da IEC (Sartori, 1997).

Ainda na década de 1930, foi organizado nos Estados Unidos um comitê, denominado C 63, encarregado de desenvolver padrões para a área de compatibilidade eletromagnética. A partir de então, o C 63 foi considerado um comitê credenciado pelo Instituto Nacional Americano de Padrões (American National Standards Institute-Ansi)

¹ A IEC é um órgão internacional que promulga padrões para facilitar o comércio entre os países (Paul, 1992).

como uma organização destinada a desenvolver padrões (Hoolihan, 1997 a).

Num primeiro momento, as organizações internacionais que surgiram com o propósito de obter soluções para controlar a interferência eletromagnética entre equipamentos se preocuparam em direcionar seus esforços no controle das emissões conduzidas e radiadas pelos equipamentos. No entanto, com o início da disseminação de dispositivos eletrônicos, a partir da segunda metade deste século, alterou-se o enfoque, passando a considerar também os aspectos relacionados à suscetibilidade eletromagnética. Os primeiros esforços que abordaram esses aspectos foram desencadeados pela Commission Internationale de Reglementation Électrique -CEE-, logo após a II Guerra Mundial (Sartori, 1997).

Os requisitos de suscetibilidade eletromagnética também foram abordados pela comunidade militar dos Estados Unidos, que estabeleceu a norma MIL-STD-461 no início da década de 1960. Para verificação desses requisitos, sinais ruidosos eram propositalmente injetados nos equipamentos sob teste, os quais deveriam operar satisfatoriamente em tais condições. Além disso, a norma impôs rígidos limites de emissão eletromagnética para os sistemas eletrônicos, de forma a garantir o sucesso das “missões militares” (Paul, 1992).

Em 1961, uma série de recomendações para utilização de equipamentos e de técnicas de medição de interferências foram divulgadas pela CISPR, garantindo os primeiros resultados relevantes relativos ao propósito inicial do comitê (Sartori, 1992).

A partir de uma reorganização da CISPR, ocorrida em 1973, foram criados seis novos subcomitês em substituição aos anteriores, os quais se organizaram de acordo com diversas áreas de interesse, conforme se relaciona a seguir (Sartori, 1997):

- Subcomitê A: dispositivos e métodos de medição de interferências (CISPR 16);
- Subcomitê B: IEM oriunda de equipamentos industriais, científicos e médicos (CISPR 11);
- Subcomitê C: ruídos causados por cabos e equipamentos de alta tensão e tração elétrica (CISPR 18);
- Subcomitê D: IEM oriunda da ignição de motores de veículos automotivos, motores à combustão e correlatos (CISPR 12);
- Subcomitê E: suscetibilidade eletromagnética de receptores de rádio e televisão e sistemas de telecomunicação (CISPR 13 e 20); e
- Subcomitê F: IEM de aparelhos de uso doméstico, lâmpadas fluorescentes e similares (CISPR 14 e 15).

A CISPR deu o primeiro passo no sentido de criar uma norma internacional em 1985, quando publicou um conjunto de padrões de emissão para os equipamentos de informática (Information Technology Equipment -ITE). Os padrões, publicados na norma intitulada CISPR 22, eram semelhantes àqueles estabelecidos pela norma americana criada em 1979 pela Comissão Federal de Comunicações dos Estados Unidos -FCC (Paul, 1992).

As normas estabelecidas pela FCC em 1979 isentavam várias indústrias, inclusive as fabricantes de equipamentos médicos, de exporem seus produtos aos testes nela prescritos. Isso ocorria porque buscavam a conformidade apenas dos equipamentos de informática (ITE), não prevendo limites para os equipamentos e sistemas de uso industrial, científico e médico (ISM).

3.3 NORMAS DE COMPATIBILIDADE PARA EQUIPAMENTOS MÉDICOS

3.3.1 Aspectos Gerais

Os equipamentos médicos, conforme citado anteriormente, não eram avaliados segundo a norma estabelecida pela FCC em 1979. No entanto, mesmo que determinado equipamento respeitasse os limites estabelecidos pela referida norma, ele poderia ser incompatível com o seu ambiente de trabalho, provocando ou sendo suscetível à interferência eletromagnética. Essa situação podia ser verificada em áreas com grande densidade de equipamentos (tais como as áreas de monitorização das unidades de tratamento intensivo), onde as emissões provenientes de vários equipamentos podiam se somar, aumentando a “poluição eletromagnética” (Paperman et al., 1994).

Caso os equipamentos médicos respektassem as rígidas normas militares, como a MIL-STD-461, haveria uma manifestação muito pequena de incompatibilidade eletromagnética entre equipamentos médicos. Entretanto, o custo necessário para que o fabricante produzisse equipamentos que satisfizessem os requisitos impostos por essas normas implicaria aumentos substanciais nos seus preços e, conseqüentemente, nos gastos dos hospitais para sua aquisição (Paperman et al., 1994).

Apesar da dificuldade em se estabelecerem padrões de compatibilidade eletromagnética aceitáveis para os equipamentos médicos, comissões internacionais têm dispendido esforços no sentido de propor padrões capazes de amenizar os efeitos adversos das emissões eletromagnéticas, mas que não impliquem custos inaceitáveis aos fabricantes que buscam a conformidade de seus produtos.

Nos Estados Unidos, as investigações sobre os incidentes relacionados à compatibilidade eletromagnética dos equipamentos médicos remontam ao final da década de 1960, quando passou a haver preocupações referentes à interferência eletromagnética sobre marca-passos cardíacos (Witters, 1995).

O primeiro projeto de norma de compatibilidade eletromagnética para equipamentos médicos, resultante dessas investigações, só entrou em circulação em 1979, após ter sido desenvolvido pela instituição americana Bureau of Medical Devices -BMD. Esta norma recebeu o nome de MDS-201-0004 e continha limites de emissão eletromagnética e de imunidade, além de testes específicos para os equipamentos médicos (Silberberg, 1993).

As indústrias fabricantes de equipamentos médicos, no entanto, foram contrárias à adoção de um conjunto de requisitos único para todos os tipos de equipamentos médicos; conseqüentemente, a norma MDS-201-0004 nunca foi adotada oficialmente (Silberberg, 1993).

Em 1982, o BMD uniu-se ao Bureau of Radiological Health -BRH- para formação do Center for Devices and Radiological Health -CDRH- dos Estados Unidos. O CDRH, órgão pertencente à Food and Drug Administration -FDA-, é responsável pelo controle da produção e venda de equipamentos médicos nos Estados Unidos (Silberberg, 1993). Por causa de sua preocupação com a segurança e a saúde pública, o CDRH tem estado na vanguarda do estudo e da busca das soluções para os problemas de interferência eletromagnética em equipamentos médicos (Witters, 1995).

Desde a sua criação, o CDRH tem realizado pesquisas e trabalhos, juntamente com organizações voluntárias, para o desenvolvimento de padrões de compatibilidade eletromagnética para equipamentos eletromédicos. As investigações

atuais incluem exames de incidentes relatados por hospitais, relacionados a problemas de interferência eletromagnética em ventiladores pulmonares e em cadeiras de roda elétricas. Existem também alguns trabalhos no sentido de avaliar a interferência eletromagnética gerada por telefones celulares em marca-passos cardíacos.

As atividades destinadas à criação de padrões nacionais e internacionais desempenham um papel marcante na segurança dos equipamentos médicos, sendo a razão para que o CDRH promova o desenvolvimento de uma família de padrões voluntários de compatibilidade eletromagnética para os equipamentos médicos e de um conjunto de padrões específicos para cada equipamento em particular. Além de trabalhar com organizações como a International Standard Organization -ISO-, o CDRH tem trabalhado juntamente com outras instituições, como a American Association of Medical Instrumentation -AAMI-, a International Electrotechnical Commission -IEC- e o comitê C 63². O CDRH está particularmente interessado no desenvolvimento da norma IEC 601-1-2, publicada em abril de 1993 (Witters, 1995), (Anderson, 1996).

Na Europa, foi publicada em novembro de 1993 a norma EN 60601-1-2, que é idêntica à IEC 601-1-2, sendo que ambas são intituladas: "Equipamento Eletromédico; Parte 1: Requisitos gerais para segurança; 2. Padrão colateral: Compatibilidade eletromagnética - Requisitos e testes" (Anderson, 1996).

Os equipamentos médicos vendidos na Europa após 1º de janeiro de 1996 devem respeitar a diretiva de compatibilidade eletromagnética ou a diretiva de equipamentos médicos. No que se refere à compatibilidade eletromagnética, há pouca diferença entre ambas as diretivas, uma vez que os mesmos padrões de compatibilidade

² Atualmente, o C 63 tem oito subcomitês que trabalham em diferentes setores da área da CEM. O oitavo subcomitê, criado em 1995, estuda a CEM dos equipamentos eletromédicos (Hoolihan, 1997 a).

devem ser adotados. A norma EN 60601-1-2 passou a ser sugerida pelas diretivas de compatibilidade eletromagnética a partir de agosto de 1995 e a de equipamentos médicos, a partir de setembro do mesmo ano (Anderson, 1996).

3.3.2 Norma IEC 601-1-2

A necessidade de se estabelecerem requisitos de compatibilidade eletromagnética específicos para equipamentos médicos é bem reconhecida na atualidade, o que exige uma preocupação constante por parte das organizações criadoras das normas vigentes. Embora existam vários padrões de compatibilidade eletromagnética, os sugeridos pela norma IEC 601-1-2 (semelhante à EN 60601-1-2) representam o que há de mais recente na área e contêm as mais novas tecnologias de teste de compatibilidade. Além disso, estes padrões têm sido reconhecidos em todo o mundo, representando um grande passo na busca por uma maior uniformização das normas (Fenical, 1997).

Os padrões de emissão eletromagnética sugeridos pela norma são essenciais para a proteção das transmissões de rádio e dos serviços de telecomunicação; também são necessários para assegurar que outros equipamentos elétricos e eletrônicos operem satisfatoriamente, se construídos com níveis razoáveis de imunidade eletromagnética, na presença dessas emissões (Fenical, 1997).

Percebe-se, entretanto, que a norma IEC 601-1-2 sugere certos níveis de imunidade e se refere a outros padrões para controle das emissões, que podem ser insuficientes para a garantia da compatibilidade eletromagnética dos equipamentos. Por esse motivo, visando à estipulação de limites cada vez mais exigentes, a norma IEC 601-1-2 vem sendo constantemente revisada desde a sua publicação, surgindo versões mais recentes ao longo dos anos.

No entanto, apesar do desenvolvimento de versões com especificações mais restritivas, satisfatórias para a maioria dos equipamentos, os limites sugeridos pela norma IEC 601-1-2 devem ser usados apenas como uma base para a criação de padrões específicos para cada equipamento eletromédico³.

3.3.2.1 Padrões de Emissão

Os padrões de emissão têm por objetivo limitar as emissões dos equipamentos. Alguns equipamentos podem ser bastante vulneráveis às emissões eletromagnéticas, sendo beneficiados caso haja um controle das emissões daqueles utilizados no mesmo ambiente. Conforme citado anteriormente, a norma IEC 601-1-2 faz referência a outras normas para estipular os limites de emissão para os equipamentos eletromédicos (Kimmel & Gerke, 1995), (Fenical, 1997).

A IEC 601-1-2 referencia a norma CISPR 11 para controle das emissões conduzidas e radiadas pelos equipamentos eletromédicos. Os limites impostos pela CISPR 11 foram estipulados, num primeiro momento, para reduzir a interferência eletromagnética nas recepções de rádio. A versão mais antiga da CISPR 11, datada de 1975⁴, tem sido substituída pela versão criada em 1990, que define dois grupos (1 e 2) e duas classes (A e B) de abrangência dos equipamentos (Kimmel & Gerke, 1995).

O “grupo 1” abrange os equipamentos que usam energia na frequência de rádio internamente e respeita os limites impostos pela norma CISPR 22 (que é a norma para equipamentos de informática - ITE). O “grupo 2” destina-se a equipamentos que

³ No que se refere à criação de padrões específicos para cada equipamento, merece menção a publicação, em fevereiro de 1995, do padrão intitulado “Padrão de performance para os monitores de apnea infantis”, bem como a publicação do padrão de imunidade para os marca-passos cardíacos (Kimmel & Gerke, 1995).

⁴ Época em que a CISPR foi reorganizada em oito subcomitês (Sartori, 1997).

usam a energia na frequência de rádio externamente, sendo caracterizados por emitirem altos níveis de energia (Kimmel & Gerke, 1995).

Os equipamentos da “classe B” são aqueles utilizados no ambiente residencial, ao passo que os da “classe A” são utilizados em ambientes comerciais ou industriais. Os limites de emissão impostos para os equipamentos da “classe B” são bem mais exigentes que os impostos para os da “classe A”, visto que a interferência em um equipamento utilizado no ambiente industrial - onde a fonte de interferência e o equipamento suscetível encontram-se, na maioria das vezes, mais afastados entre si - pode ser mais facilmente evitada (Kimmel & Gerke, 1995).

Atualmente, embora se acredite que a maioria dos equipamentos eletromédicos devem ser classificados como pertencentes ao “grupo 1” e à “classe A”, tal interpretação tem sido bastante discutida (Kimmel & Gerke, 1995). De acordo com a classificação do equipamento, são realizadas rotinas de teste que buscam verificar a conformidade deste com os limites de emissão impostos pela norma. Os limites de emissões conduzidas e radiadas estabelecidos pela CISPR 11 são apresentados nas Figura 3-1 e Figura 3-2, respectivamente.

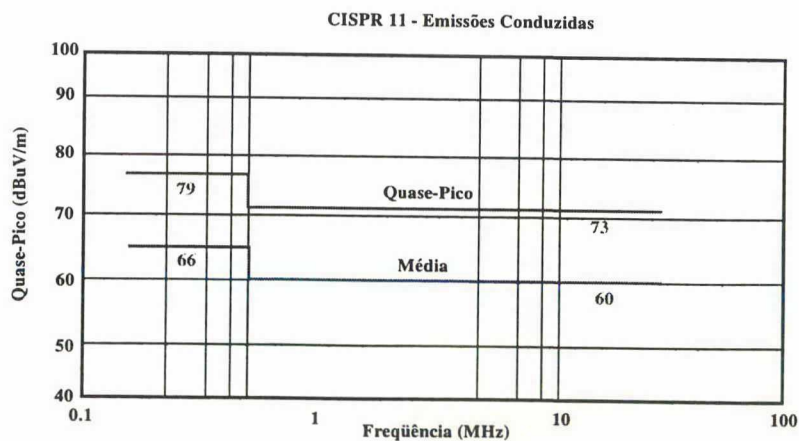


Figura 3-1: CISPR 11 - Emissões conduzidas (Fenical, 1997).

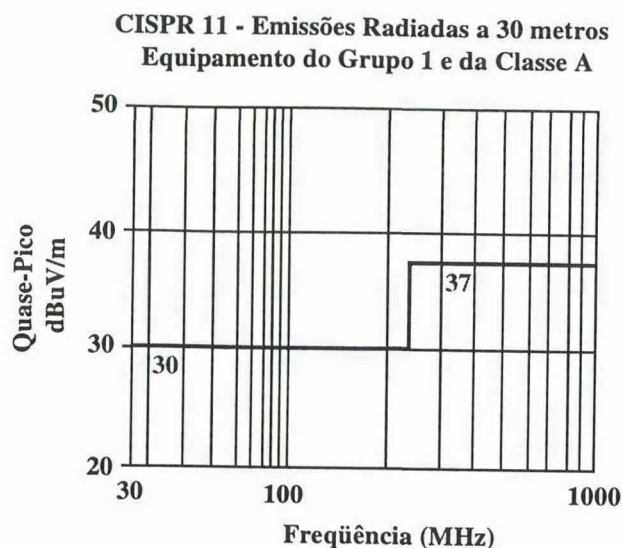


Figura 3-2: CISPR 11 - Emissões radiadas (Fenical, 1997).

É importante que seja especificada claramente a forma como devem ser executadas as rotinas de teste para verificação da conformidade de um equipamento com as normas de emissão eletromagnética. Caso o procedimento seja arbitrário, um equipamento pode apresentar comportamentos bastante diferentes quando avaliado por diferentes laboratórios. Dessa forma, todo padrão que estabelece um conjunto de limites de emissões radiadas e conduzidas deve ter um padrão colateral que defina como devem ser realizadas as medições. Este inclui os procedimentos de teste, os equipamentos de teste, a largura da banda de frequências a ser avaliada, as antenas de teste e o local para realização do teste (Paul, 1992).

O conhecimento desse padrão colateral garante que os dados referentes a um equipamento, levantados por determinado laboratório, sejam similares àqueles obtidos por uma outra instituição que venha a realizar medições sobre o mesmo equipamento.

3.3.2.1.1 Teste de Emissões Radiadas

Os procedimentos de teste adotados para verificar se os equipamentos respeitam os limites impostos pela CISPR 11 para emissões radiadas são similares aos adotados para a verificação da conformidade com a CISPR 22. Esses, por sua vez, são semelhantes aos empregados para avaliação dos equipamentos sujeitos aos limites impostos pela FCC, os quais são especificados na FCC/OST MP-4 *FCC Methods of Measurement of Radio Noise Emissions from Computing Devices* (Paul, 1992).

A FCC determina que as medições das emissões conduzidas e radiadas sejam realizadas no sistema por completo. Todos os cabos de interconexão com equipamentos periféricos devem ser conectados e o sistema deve estar numa configuração típica. Os cabos e o sistema devem ser configurados de forma que suas emissões sejam maximizadas, para que haja a avaliação da pior situação do ponto de vista da compatibilidade eletromagnética (Paul, 1992).

As emissões radiadas, segundo norma estabelecida pela FCC, devem ser medidas a uma distância de dez metros, para os produtos da “classe A”, e de três metros, para os produtos da “classe B”. A CISPR 22, por sua vez, estabelece que as distâncias devem ser de trinta metros, para os produtos da “classe A”, e de dez metros, para os produtos da “classe B” (Paul, 1992).

Os sinais radiados devem ser captados por uma antena do tipo dipolo, sintonizada em cada uma das frequências sugeridas pelos padrões de emissão escolhidos, o que permitirá a análise espectral do sinal emitido (Paul, 1992). A norma CISPR 11 estipula limites de emissão radiada para uma banda de frequências compreendida entre 30 MHz e 1 GHz, conforme a Figura 3-2. No entanto, já existem alguns estudos que visam estabelecer limites de emissão para frequências mais baixas,

compreendidas entre 150 kHz e 30 MHz (Fenical, 1997).

O método de medição proposto pela FCC é bastante difícil de ser automatizado, uma vez que o comprimento da antena dipolo deve ser ajustado a um valor equivalente à metade do comprimento de onda de cada um dos sinais a ser captado. Nesse sentido, para agilizar o processo de coleta dos dados, costuma-se usar antenas do tipo *broadband*, as quais não precisam ser ajustadas para cada frequência de interesse (Paul, 1992).

Antes da realização dos testes, tanto a antena quanto o equipamento a ser testado devem ser colocados sobre um plano aterrado em um local de campo aberto (*open-field site*), apresentado na Figura 3-3, para que não sejam captadas emissões oriundas de outros equipamentos. Além disso, as medições devem ser feitas com a antena na posição vertical (perpendicular ao plano de terra) e na posição horizontal (paralela ao plano de terra) (Paul, 1992).

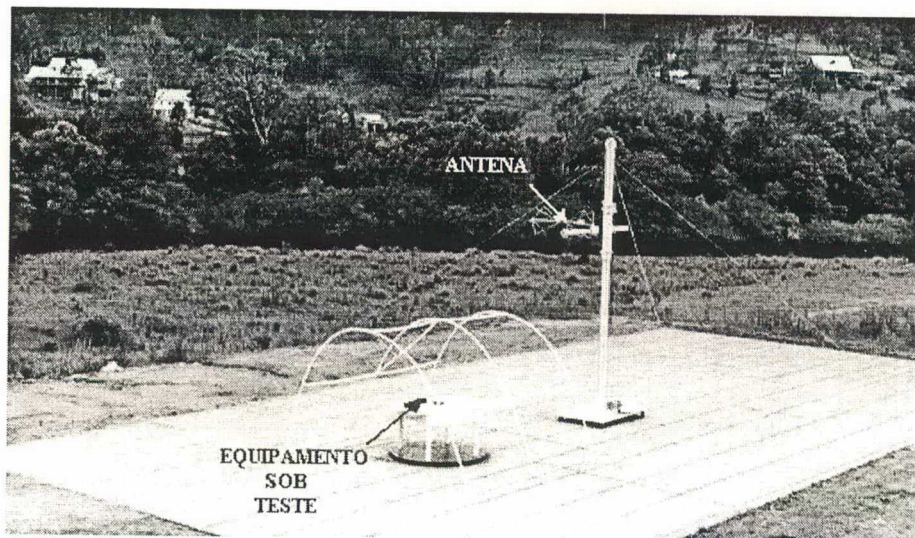


Figura 3-3: Teste das emissões radiadas em campo aberto (*open-field site*).

Quando os testes são conduzidos no campo aberto (*open-field test*), apesar de outros equipamentos não influenciarem nos testes, a antena capta sinais do

ambiente ao redor, como aqueles provenientes de fenômenos físicos⁵. Por isso, para que sejam captadas apenas as emissões do equipamento sob teste, devem ser realizadas medições preliminares em uma câmara semi-aneecóica (Figura 3-4). A câmara semi-aneecóica é constituída por dois elementos principais: uma sala blindada e cones que envolvem toda a sala, usados para a absorção das ondas de rádio (Paul, 1992).

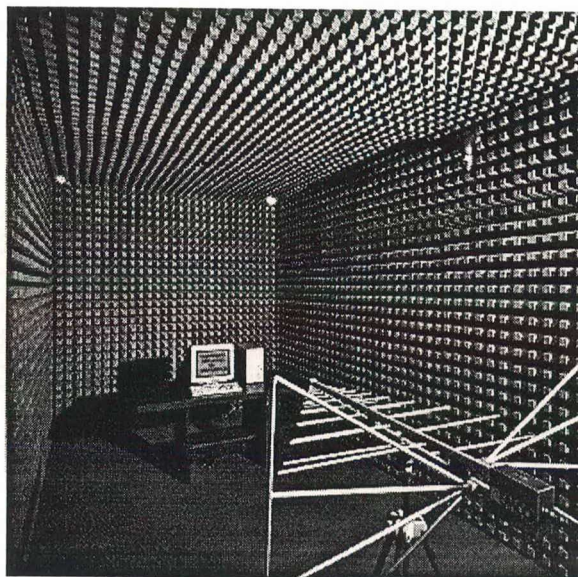


Figura 3-4: Câmara semi-aneecóica (ARC).

A sala blindada tem por objetivo impedir que emissões externas, diferentes daquelas provenientes do equipamento sob teste, sejam captadas pela antena⁶. Os cones, por sua vez, são usados para prevenir a reflexão, nas paredes da sala, dos sinais emitidos pelo equipamento. Esta reflexão deve ocorrer apenas no chão da sala, local onde não existem cones (Paul, 1992).

A FCC determina que a antena usada para captar os sinais seja deslocada verticalmente, de uma altura de um metro até uma altura de quatro metros em relação ao

⁵ Como os relâmpagos.

⁶ Observa-se, na Figura 3-5, que até mesmo o analisador de espectros deve ser colocado fora da sala de testes. Isso é feito para que as emissões do analisador não interfiram nas medições.

so. Para cada frequência, o máximo sinal captado durante esse deslocamento é armazenado pelo analisador de espectros (Paul, 1992). Dessa forma, garante-se que a informação resultante da análise represente o pior comportamento esperado para o equipamento sob teste, o qual deve ser rotacionado para que seja verificada a posição em que ocorre a máxima emissão de sinais eletromagnéticos.

A realização de medições dentro da câmara semi-anecóica garante um levantamento bastante rápido e preciso das condições do equipamento avaliado (Paul, 1992). A Figura 3-5 apresenta o procedimento e o conjunto de equipamentos necessários para o teste das emissões radiadas.

Após ter sido realizada a análise espectral do sinal emitido pelo equipamento sob teste, deve-se comparar o espectro do sinal com os limites impostos pelos padrões de emissões radiadas⁷, o que permitirá a verificação da conformidade do equipamento com a norma de compatibilidade eletromagnética vigente.

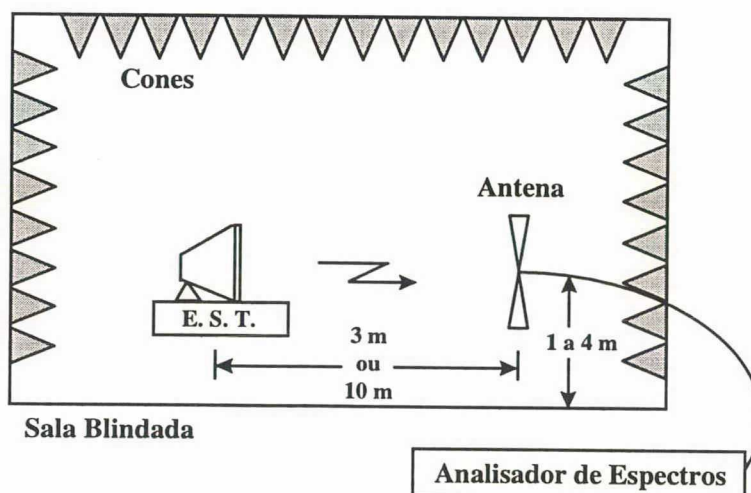


Figura 3-5: Teste das emissões radiadas (Paul, 1992).

⁷ Ver Figura 3-2.

3.3.2.1.2 Teste de Emissões Conduzidas

Os limites de emissão conduzida têm por objetivo prevenir a interferência eletromagnética gerada através da rede de alimentação que fornece a energia necessária para o funcionamento dos equipamentos. As normas de compatibilidade eletromagnética prevêem a realização de testes de emissões conduzidas na faixa de frequências compreendidas entre 150 kHz e 30 MHz, conforme apresentado na Figura 3-1 (Paul, 1992).

Para que possa ser avaliada a conformidade de determinado equipamento com as normas referentes às emissões conduzidas, devem ser realizadas medições diretamente no seu cabo de alimentação. Os limites de emissão conduzida impostos pela FCC e pela CISPR são estipulados em volts e os testes devem ser realizados, em salas blindadas, com o equipamento em funcionamento.

Os dados resultantes desses testes são armazenados por um analisador de espectros conectado a um dispositivo denominado “rede de estabilização de impedância de linha” (Line Impedance Stabilization Network - LISN), colocado em série com o cabo de alimentação AC do equipamento, conforme Figura 3-6 (Paul, 1992). Este dispositivo tem como função principal impedir que emissões externas, diferentes daquelas inerentes ao equipamento sob teste, interfiram nas medições.

Além do objetivo principal descrito no parágrafo anterior, o LISN deve garantir que as medições feitas sob um equipamento em determinado local conduzam a resultados similares àqueles obtidos a partir de medições sob o mesmo equipamento em outro local de teste. A possibilidade de diferenças entre essas medições existe devido à variabilidade da impedância AC da rede de alimentação de acordo com o local em que são realizados os testes. A impedância em questão pode também variar de acordo com a

frequência do sinal analisado. Portanto, os dispositivos LISN devem apresentar uma impedância constante (50Ω) entre a fase e o condutor de aterramento e entre o neutro e o mesmo condutor, independentemente da variação da frequência ou da realização das medições em locais distintos (Paul, 1992).

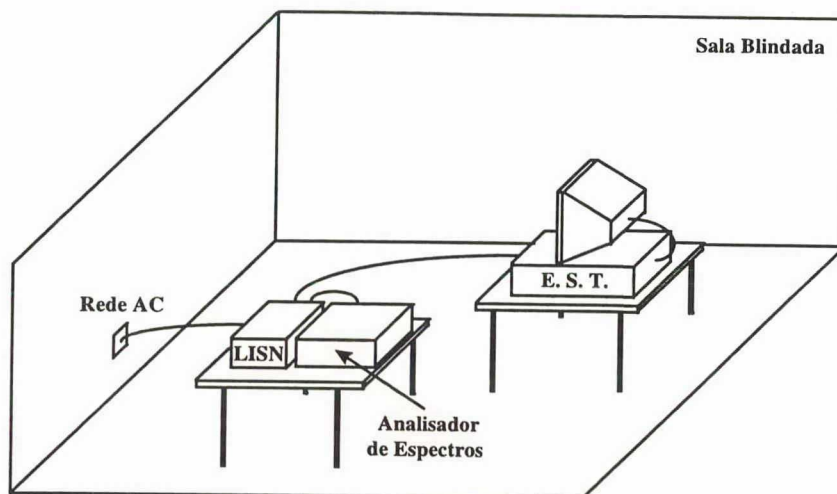


Figura 3-6: Teste das emissões conduzidas.

A resistência de 50Ω representa a resistência de entrada do analisador de espectros, conectado ao LISN, utilizado para medir os potenciais da fase (" V_f ") e do neutro (" V_n ") da rede de alimentação. Essas tensões estão diretamente relacionadas com os ruídos de corrente " I_f " e " I_n ", que existem devido à operação do equipamento sob teste, conduzidos através dos condutores da fase e do neutro (Paul, 1992):

$$I_f = \frac{1}{50} \times V_f$$

$$I_n = \frac{1}{50} \times V_n$$

3.3.2.2 Padrões de Imunidade

Os padrões de imunidade têm por objetivo garantir que determinado equipamento opere satisfatoriamente na presença das emissões provenientes de outros equipamentos, ou seja, garantir que ele seja imune à “poluição eletromagnética” existente no local em que se encontra (Kimmel & Gerke, 1995).

Os requisitos de imunidade sugeridos na norma IEC 601-1-2 baseiam-se nos métodos de teste e nos limites impostos pela IEC 1000-4-3. Esta norma, datada de 1995, substituiu a versão de 1992 da IEC 801-3, que, por sua vez, substituiu a versão de 1984 da mesma norma (Kimmel & Gerke, 1995).

O teste realizado para verificar a conformidade de um equipamento com os padrões de imunidade consiste em submetê-lo a emissões eletromagnéticas e em observar seu comportamento frente a tais emissões. O equipamento em questão deve, durante os testes, desempenhar suas funções conforme as especificações do fabricante, quando exposto a níveis de emissão inferiores ao limite imposto pelas normas.

A versão de 1984 da IEC 801-3 não especifica um nível de modulação para os sinais emitidos sob o equipamento avaliado, o que foi considerado uma grande deficiência da norma. Isso porque testes de imunidade conduzidos ao longo dos anos indicam que os sinais modulados, como aqueles gerados por unidades eletrocirúrgicas, são mais nocivos à funcionalidade dos equipamentos eletrônicos do que os sinais não modulados (Kimmel & Gerke, 1995).

Essa deficiência foi corrigida na IEC 1000-4-3, onde uma modulação de 80 % foi especificada nas frequências pertencentes ao espectro de frequências do equipamento avaliado. A norma IEC 1000-4-3 determina que os testes de imunidade sejam realizados na faixa de frequências compreendida entre 26 MHz e 1 GHz (faixa

estipulada na versão de 1992 da IEC 801-3) (Kimmel & Gerke, 1995). Essa banda de frequências deve ser alterada para a faixa compreendida entre 80 MHz e 3 GHz (Anderson, 1996).

A maioria dos equipamentos eletromédicos devem ser imunes a sinais com frequências entre 26 MHz e 1 GHz, com 3 V/m ($129,54 \text{ dB}\mu\text{V/m}^8$) de amplitude. Outros níveis são sugeridos para equipamentos instalados e/ou normalmente usados em ambientes blindados, tais como nas instalações destinadas a exames de raios-X e de ressonância magnética (Fenical, 1997). Além disso, equipamentos de suporte à vida devem ser imunes a sinais de 10 V/m ($140 \text{ dB}\mu\text{V/m}$) para frequências superiores a 800 MHz⁹ (Anderson, 1996).

Os limites estipulados pela norma são suficientes para garantir o funcionamento satisfatório da maioria dos equipamentos digitais; porém, acima desses limites, tais dispositivos passam a ser afetados, a menos que sejam tomados cuidados extras durante a fase de projetos dos mesmos. Já os equipamentos analógicos são muito mais suscetíveis à interferência; por isso, a busca da conformidade dos mesmos requer esforços extremos (Kimmel & Gerke, 1995).

O nível de 3 V/m pode ser inadequado para certos ambientes, onde grandes fontes emissoras de ondas eletromagnéticas podem causar interferências eletromagnéticas sobre equipamentos que respeitam os limites de imunidade (Kimmel & Gerke, 1995). Por essa razão, pretende-se aumentar os limites de imunidade para os

⁸ $20 \times \log\left(3 \times 10^6 \frac{\mu\text{V}}{\text{m}}\right) = 129,54 \frac{\text{dB}\mu\text{V}}{\text{m}}.$

⁹ Limite estabelecido em virtude da disseminação de equipamentos como os telefones celulares (que operam na faixa de 900 MHz) nos hospitais, os quais geram campos eletromagnéticos com amplitudes mais elevadas que os 3 V/m estabelecidos por norma. Isso exige que os equipamentos de suporte à vida sejam imunes a níveis mais elevados de emissão.

equipamentos conectados aos pacientes, os quais são extremamente suscetíveis às emissões eletromagnéticas e se localizam nas proximidades de grandes fontes emissoras (como as unidades eletrocirúrgicas). O comitê responsável pela elaboração de normas de CEM para equipamentos eletromédicos sugere que os limites de imunidade aumentem para 17 V/m (144,6 dB μ V/m) (Hoolihan, 1997 b).

3.3.2.3 Padrões Adicionais de Compatibilidade

Além dos padrões de emissão¹⁰ e de imunidade¹¹, existem outros padrões de compatibilidade eletromagnética para os equipamentos eletromédicos. A norma IEC 601-1-2, assim como nos padrões descritos nos itens “Padrões de Emissão” e “Padrões de Imunidade”, referencia os limites estipulados em outras normas adotadas (Kimmel & Gerke, 1995).

A IEC 601-1-2 referencia as seguintes normas para que se estabeleçam outros limites de compatibilidade (Kimmel & Gerke, 1995):

- IEC 1000-4-2: datada de 1995, determina limites de imunidade para equipamentos sujeitos a descargas eletrostáticas;
- IEC 1000-4: datada de 1995, determina limites de imunidade para equipamentos sujeitos a transientes elétricos;
- IEC 1000-4-5: datada de 1995, determina limites de imunidade para equipamentos sujeitos a descargas elétricas;
- IEC 555: determina limites para as variações de tensão de alimentação.

Os limites impostos pelas normas citadas não têm importância

¹⁰ Estabelecidos pela CISPR 11.

¹¹ Estabelecidos pela IEC 1000-4-3.

significativa para o propósito deste trabalho, uma vez que os problemas de interferência eletromagnética das unidades eletrocirúrgicas devem-se, sobretudo, às emissões inerentes ao funcionamento dos equipamentos. Por isso, não houve uma preocupação em estudá-los a fundo.

3.3.3 Norma NBR IEC 601-1-2

No Brasil, assim como nos Estados Unidos, existem comitês responsáveis pela elaboração de normas técnicas, os quais estão vinculados à Associação Brasileira de Normas Técnicas. As normas técnicas brasileiras¹² -NBR- referentes aos equipamentos eletromédicos são elaboradas pelo CB-26 - *Comitê Brasileiro Odonto-Médico-Hospitalar* (ABNT, 1997a).

Segundo o edital¹³ expedido pela Associação Brasileira de Normas Técnicas em 31 de outubro de 1997, já existe uma norma técnica que especifica as regras gerais e os ensaios de *compatibilidade eletromagnética* para os equipamentos e/ou sistemas eletromédicos, como também serve de base para possíveis prescrições e ensaios adicionais de CEM para as normas particulares de cada equipamento. Esta norma recebeu a seguinte denominação: NBR IEC 601-1-2:1997 - Equipamento eletromédico Parte 1: Prescrições gerais para segurança 2. Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética - Prescrições e ensaios (ABNT, 1997b).

3.3.3.1 Considerações Finais

Um estudo realizado por Vlach et al. (1995) em hospitais canadenses

¹² Estas normas são, geralmente, versões das normas internacionais, como a IEC.

¹³ Edital N° 10 de 31/10/1997.

localizados na proximidade de estações de rádio e televisão, grandes causadoras de problemas de interferência eletromagnética, resultou na constatação de que os níveis de campo elétrico medidos no interior dos hospitais mantêm-se abaixo do limite de imunidade imposto pela IEC 601-1-2, ou seja, abaixo de 3 V/m, conforme a Tabela 3-3.

Tabela 3-3: Campo elétrico medido em hospitais (Vlach et al., 1995).

Localização	Campo Máximo	Campo Médio
Dentro do Hospital	db μ V/m (0.76 V/m)	50 db μ V/m (0.3 mV/m)
Fora do Hospital	db μ V/m (5.3 V/m)	55 db μ V/m (0.56 mV/m)

Nesse mesmo estudo, entretanto, constatou-se que alguns equipamentos eletromédicos foram afetados pelas emissões eletromagnéticas. Isso enfatiza a idéia de que deve haver uma preocupação com referência àqueles equipamentos eletromédicos mais antigos, que foram projetados sem respeitar os limites de compatibilidade eletromagnética mais recentes (Vlach et al., 1995).

Mesmo que os limites impostos pela IEC 601-1-2 possam parecer bastante restritivos, eles ainda permitem um nível significativo de “poluição eletromagnética” no ambiente hospitalar. Isso ocorre porque os limites impostos referem-se apenas às emissões eletromagnéticas e à imunidade de um único equipamento, não levando em conta o nível de emissão resultante da operação de vários equipamentos localizados no mesmo ambiente. Dessa forma, mesmo que um equipamento respeite as normas de compatibilidade eletromagnética, ele pode, quando instalado em um setor juntamente com muitos outros, mostrar-se incompatível com seu ambiente.

As normas de compatibilidade eletromagnética devem ser mais rígidas em relação aos equipamentos conectados diretamente ao paciente, visto que eles são mais suscetíveis à interferência eletromagnética. Além disso, é necessário que sejam feitas algumas modificações nas normas no sentido de se buscar a conformidade de equipamentos expostos a fontes extremamente ruidosas de interferência, dentre as quais as unidades eletrocirúrgicas (Kimmel & Gerke, 1995).

Enfim, por causa da complexidade do ambiente hospitalar, onde há uma grande diversidade de equipamentos eletroeletrônicos que operam próximos entre si, torna-se bastante complicada a formulação de normas que garantam a compatibilidade eletromagnética de todos eles. Nesse sentido, a norma IEC 601-1-2 deve ser usada apenas como uma base para a criação de normas específicas para cada tipo de equipamento (Kimmel & Gerke, 1995).

3.4 RESUMO

Em virtude da grande disseminação de equipamentos eletroeletrônicos no ambiente hospitalar, a aplicação de normas para assegurar a compatibilidade eletromagnética deixou de ser uma exigência apenas aos fabricantes de equipamentos de radiodifusão, passando a ser imposta também aos fabricantes de equipamentos eletromédicos. O fato de o estudo da compatibilidade eletromagnética dos equipamentos eletromédicos ser bastante recente contribuiu para a dificuldade de se criar uma norma única e eficaz que represente um consenso em todos os países do mundo. Entretanto, os esforços de algumas instituições resultaram na elaboração da norma conhecida por IEC 601-1-2, discutida neste capítulo.

4. UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS

4.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS

A Comissão Eletrotécnica Internacional -IEC- define a *unidade eletrocirúrgica* como sendo “um equipamento eletromédico¹, incluindo seus acessórios, destinado a efetuar procedimentos cirúrgicos, tais como corte e coagulação dos tecidos biológicos, por intermédio de correntes de alta frequência (300 kHz a 3 MHz)” (ABNT, 1995). A Figura 4-1 apresenta a unidade eletrocirúrgica no modo monopolar e o conjunto principal de acessórios que a compõem.

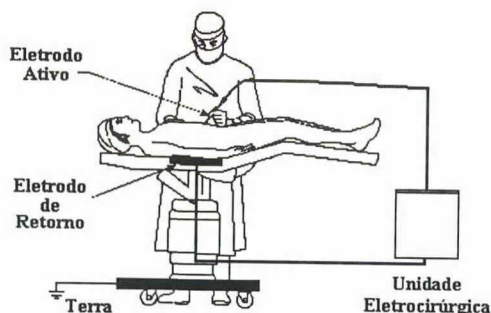


Figura 4-1: Unidade eletrocirúrgica (Geddes, 1995).

O limite inferior da frequência de operação das unidades eletrocirúrgicas é estipulado para que o paciente não sofra estímulos musculares ou fibrilação ventricular, os quais, conforme constatado por d'Arsonval (século 19), podem ocorrer caso haja circulação de correntes de baixa frequência (abaixo de 10 kHz) pelo corpo

¹ “Equipamento eletromédico é o equipamento elétrico dotado de não mais que um recurso de conexão a uma determinada rede de alimentação elétrica e destinado a diagnóstico, tratamento ou monitoração do paciente, sob supervisão médica, que estabelece contato físico ou elétrico com o paciente, ou recebe a que dele provém, e/ou detecta esta transferência de energia “ (NBR IEC 601-1).

humano (Gerhard, 1984).

Por outro lado, para frequências superiores a 5 MHz, podem ocorrer problemas associados às correntes de fuga de alta frequência, o que justifica o limite superior de operação desses dispositivos (ABNT, 1995). Além disso, sinais de alta frequência são mais facilmente radiados no ambiente², sendo mais propensos a causar interferências eletromagnéticas sobre outros equipamentos.

4.1.1 Efeitos no Tecido

Na eletrocirurgia, os efeitos no tecido são obtidos a partir do aquecimento provocado pelas correntes de alta frequência³ geradas pelas unidades eletrocirúrgicas. Estes equipamentos são capazes de gerar sinais diferentes, cujos formatos dependerão do efeito desejado pelo cirurgião durante o procedimento cirúrgico.

4.1.1.1 Corte

O corte pela ação da unidade eletrocirúrgica é obtido a partir do aquecimento das moléculas de água existentes nas células constituintes do tecido exposto às correntes eletrocirúrgicas⁴. O aquecimento provoca a evaporação do líquido intracelular e a implosão das células, o que ocorre devido à pressão exercida pelo vapor gerado.

Para a realização da incisão eletrocirúrgica, o cirurgião deve segurar o eletrodo ativo de forma que a sua extremidade seja mantida a uma pequena distância do tecido. Após a garantia desse aspecto, o acionamento da unidade eletrocirúrgica com

² Conforme visto no capítulo 2 deste trabalho.

³ Compreendidas entre 300 kHz e 3 MHz.

⁴ Esse processo é semelhante àquele que ocorre durante o aquecimento dos alimentos colocados num forno de microondas.

uma certa potência de saída possibilitará a geração de faíscas (arcos voltaicos) curtas e intensas por um pequeno intervalo de tempo (conforme Figura 4-2).

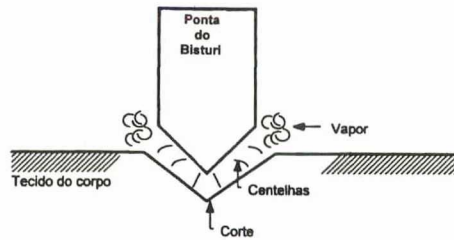


Figura 4-2: Modo de corte de uma UEC (Carr, 1991).

Um arco representa a ruptura (*breakdown*) de um isolador (dielétrico). Todos os dielétricos, como o ar, têm um limite de tensão em V/cm (no ar, este limite é de, aproximadamente, 30000 V/cm) que podem suportar sem se tornar ionizados. Caso este limite seja ultrapassado, ocorrerá o surgimento de um arco, ou seja, de um intenso fluxo de íons e elétrons que produzem uma energia radiante na forma de luz e calor. A temperatura no arco atinge valores em torno de 5000 a 6000 °C (Geddes, 1995), e este aquecimento intenso provocará o efeito desejado sobre o tecido.

As ondas senoidais geradas para a realização do corte dos tecidos garantem um pequeno controle da perda de sangue do paciente, ou seja, propiciam um nível mínimo de coagulação. Entretanto, a partir de uma alteração dos valores de potência das unidades eletrocirúrgicas, pode-se garantir a coagulação dos tecidos com sinais com o mesmo formato daqueles utilizados para o corte.

4.1.1.2 Coagulação

A unidade eletrocirúrgica, além de ser usada para provocar o corte dos tecidos, pode gerar sinais eficazes no controle da perda de sangue proveniente deste procedimento, o que vem a ser uma de suas vantagens mais evidentes em relação ao

bisturi com lâmina (*scalpel*). A eficiência na concretização desse objetivo dependerá tanto da forma como o cirurgião manuseia o eletrodo ativo quanto do formato do sinal gerado pela UEC.

Quando o eletrodo ativo é colocado diretamente em contato com o tecido do paciente e a unidade eletrocirúrgica é acionada de forma a gerar um sinal semelhante à onda de corte, ocorre a “dissecação elétrica⁵” do tecido, também denominada *coagulação de contato ou pontual* (Figura 4-3) (Valleylab a), (von Maltzahn & Eggleston, 1995). O eletrodo ativo, ao ser usado diretamente em contato com o tecido, garante uma concentração reduzida de corrente no local da cirurgia, o que gera menos calor e, por isso, não provoca a incisão do tecido (Valleylab a).

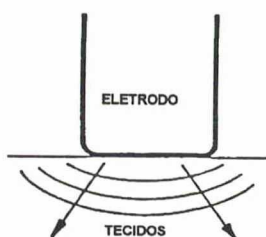


Figura 4-3: Dissecação elétrica (Carr, 1991).

Ao contrário do que ocorre na dissecação elétrica, durante a “fulguração eletrocirúrgica” (fiscamento), o eletrodo ativo é colocado a uma certa distância do tecido antes que a unidade eletrocirúrgica seja acionada para a geração de faíscas elétricas que provocarão o surgimento de um coágulo numa área circular. Como o eletrodo ativo deve ser mantido a uma distância maior do que a necessária para a realização da incisão do tecido, a resistência do ar à formação da faísca é maior na fulguração, o que implica a necessidade de sinais elétricos com maiores tensões para

⁵ Processo em que as células secam e formam um coágulo (Valleylab a).

esse procedimento.

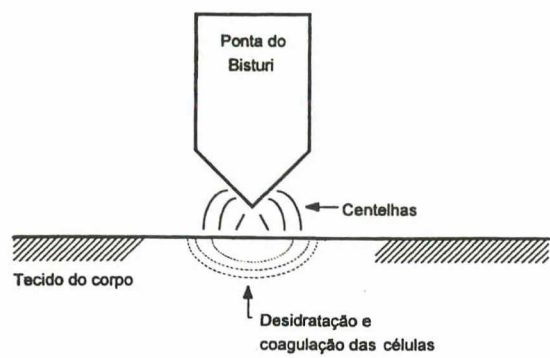


Figura 4-4: Fulguração (Carr, 1991).

Uma outra técnica de coagulação, desenvolvida por Ward em 1925 e utilizada para a hemostasia de grandes vasos sanguíneos, é mostrada na Figura 4-5. Nesta, o eletrodo ativo é colocado em contato com uma pinça hemostática⁶ ou fórceps, que é utilizado para comprimir o vaso rompido de forma a evitar a perda de sangue. Assim, após o acionamento da UEC, o aquecimento gerado na pinça hemostática provocará a coagulação do vaso sanguíneo (Geddes, 1995).

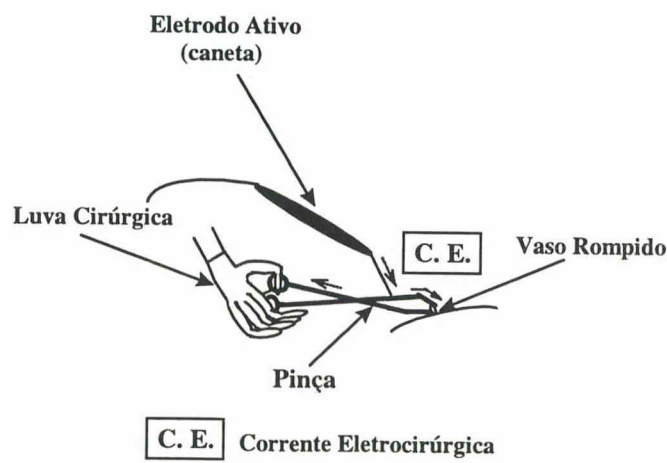


Figura 4-5: Coagulação com uso de pinça hemostática.

⁶ Instrumento semelhante a uma tesoura.

Esse procedimento cirúrgico, apesar de amplamente utilizado, não é recomendado, visto que qualquer corrente de fuga de baixa frequência proveniente do eletrodo ativo pode atingir a mão do cirurgião através do caminho condutor fornecido pela pinça hemostática. Como as luvas utilizadas pelos profissionais dessa especialidade não garantem uma isolamento eficiente para as correntes eletrocirúrgicas, estes sofrem riscos de queimaduras e choques elétricos. Por isso, sugere-se a utilização de eletrodos bipolares⁷ para a coagulação dos vasos rompidos, os quais fornecem uma boa isolamento para as correntes eletrocirúrgicas.

4.1.2 Formato das Ondas

As unidades eletrocirúrgicas são capazes de gerar sinais diferentes, cujos formatos dependerão do efeito desejado pelo cirurgião durante o procedimento cirúrgico. Existem sinais distintos para a realização do corte (não modulados), da coagulação (modulados), e outros que garantem o corte e a coagulação dos tecidos ao mesmo tempo (ondas misturadas⁸). Estes sinais podem ser escolhidos pelo próprio cirurgião através de controles existentes na unidade eletrocirúrgica, os quais permitem a seleção dos seguintes modos: corte, coagulação ou misturado (*blended*).

Segundo Hausner (1985 a), a idéia de que as unidades eletrocirúrgicas geram “correntes de corte” e “correntes de coagulação” pode conduzir a erros na avaliação do tipo de sinal mais indicado para cada procedimento cirúrgico. Na verdade, parece mais aceitável a afirmação de que as unidades eletrocirúrgicas produzem “correntes moduladas” e “correntes não moduladas”.

⁷ Ver “Modo Bipolar”.

⁸ *Blended Waveforms*.

Quanto menor a amplitude do sinal gerado pela UEC, menor será a hemostase da superfície a ser cortada pela ação do eletrodo ativo. Além disso, a prática comprova que os sinais mais eficazes para a realização do corte com pequena hemostase devem ser contínuos, não modulados e senoidais (Figura 4-6). Estes apresentam uma tensão de pico que pode variar entre 200 e 5000 volts de pico, com uma frequência entre 300 e 1750 kHz e uma potência de saída de até 400 watts de pico.



Figura 4-6: Sinal da UEC para corte com pouca coagulação (Erbe).

A maior distância existente entre o tecido e o eletrodo ativo na fulguração eletrocirúrgica implica a necessidade de tensões maiores do que as da onda de corte para a geração e sustentação⁹ dos arcos. Além disso, o sinal para este propósito deve ser intermitente para que possa ocorrer o esfriamento do tecido após a ação de cada faísca, o que é necessário para a coagulação. Por isso, o sinal mais indicado para a coagulação deve ser modulado, com elevados valores de tensão (entre 400 e 12000 volts de pico), com frequências entre 300 e 800 kHz e com potências de até 800 watts de pico (ver Figura 4-7).

⁹ Embora um arco possa ser gerado após se atingir uma tensão de ruptura do ar de 30 kV/cm, necessita-se, segundo Bernstein (1993) apud Geddes (p. 5, 1995), de tensões alternadas em torno de 20 V/cm para sustentá-lo.

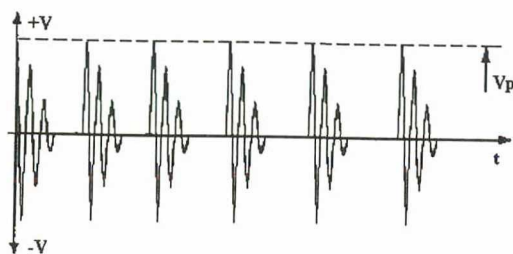


Figura 4-7: Sinal da UEC para coagulação (Erbe).

Para a realização da coagulação pontual (dissecação elétrica), um sinal semelhante ao da Figura 4-7 deve ter uma amplitude (tensão) superior a 2000 volts de pico. Entretanto, este mesmo efeito pode ser obtido com sinais de corte (Figura 4-6) com amplitudes em torno de 500 volts de pico, o que os torna mais indicados para esse procedimento. A necessidade de baixas tensões para a dissecação elétrica deve-se à inexistência de arcos durante este procedimento, uma vez que o eletrodo ativo é colocado diretamente em contato com o tecido (Aston, 1990).

Quando se deseja realizar o corte com diferentes graus de hemóstase dos tecidos, o modo mais indicado é aquele em que o sinal gerado pela UEC é formado por uma mistura (*blended wave*) dos anteriores, conforme Figura 4-8.

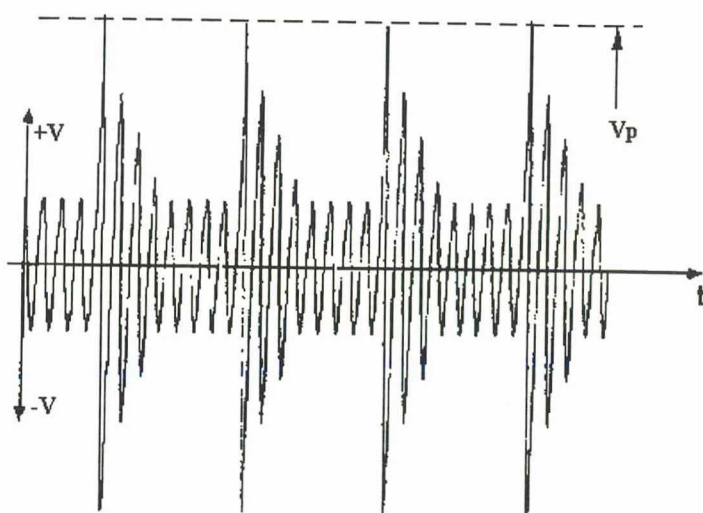


Figura 4-8: Sinal da UEC misturado (Erbe).

Os sinais misturados têm a mesma frequência que as ondas de corte puro (Figura 4-6), ou seja, de 300 a 1750 kHz, com tensões que podem variar entre 1500 e 5800 volts de pico e com potências de saída entre 200 e 300 watts de pico.

4.1.2.1 Modos de Operação

A unidade eletrocirúrgica pode funcionar segundo dois modos de operação: o monopolar ou unipolar e o bipolar. A diferença mais evidente entre estes dois modos de operação é a forma como a corrente elétrica entra e sai do tecido exposto ao procedimento cirúrgico (von Maltzahn & Eggleston, 1995).

4.1.2.2 Modo Monopolar

No modo monopolar (apresentado na Figura 4-9), o mais utilizado na eletrocirurgia, existem dois eletrodos conectados à unidade eletrocirúrgica, os quais são chamados de “eletrodo ativo” e “eletrodo passivo¹⁰”. Neste modo de operação, o eletrodo ativo está no local da cirurgia, e o eletrodo passivo, em outro local do corpo do paciente (von Maltzahn & Eggleston, 1995).

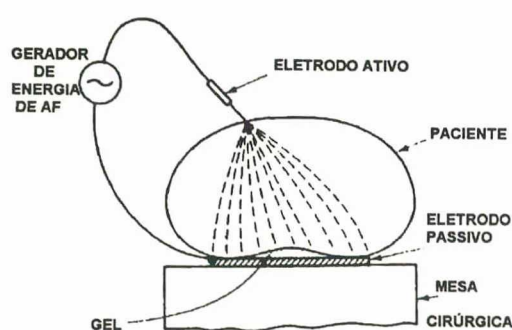


Figura 4-9: Modo monopolar (Carr, 1991).

Como neste modo de operação, a corrente deve circular superficialmente

¹⁰ Também chamado de *eletrodo neutro* ou *de retorno*.

através do corpo do paciente, as potências de saída das unidades eletrocirúrgicas devem ser elevadas (Valleylab a).

4.1.2.3 Modo Bipolar

Na eletrocirurgia bipolar, tanto as funções do eletrodo ativo como as do eletrodo passivo são feitas no local da cirurgia. As duas pontas do fórceps (ou pinça) manuseado pelo cirurgião desempenham as funções do eletrodo ativo e do eletrodo passivo (conforme Figura 4-10). A corrente gerada pela unidade eletrocirúrgica circula apenas através do tecido compreendido entre as duas pontas do fórceps. Por essa razão, as potências de saída das UEC são menores do que as necessárias durante os procedimentos cirúrgicos em que se utiliza o modo monopolar (Valleylab b). Este modo de operação é mais indicado para procedimentos delicados, como em microcirurgias.



Figura 4-10: Modo bipolar (Carr, 1991).

4.2 ASPECTOS CONSTRUTIVOS

A unidade eletrocirúrgica, conforme o item “Características”, é um equipamento eletromédico composto por um circuito capaz de gerar correntes de alta frequência (bloco gerador) e por um conjunto de acessórios que têm por objetivo garantir a sua funcionalidade e segurança. Os acessórios principais deste equipamento são o eletrodo ativo, o eletrodo passivo e os dispositivos utilizados para a ativação do

bloco gerador. Além desses acessórios existem outros projetados para garantir a maior segurança na operação das unidades eletrocirúrgicas, como os sistemas de monitoração do eletrodo de retorno do paciente (*return electrode monitor* - REM), os quais visam diminuir os riscos de queimadura associados à utilização das UEC.

4.2.1 Bloco Gerador das Correntes de Alta Frequência

Ao longo dos anos de estudo da eletrocirurgia, os fabricantes de UEC têm desenvolvido configurações diferentes de geradores de alta frequência, as quais vêm sendo aperfeiçoadas de forma a acompanhar o avanço tecnológico que se observa em outros setores industriais.

Atualmente, segundo von Maltzahn & Eggleston in Bronzino (1995), quatro configurações básicas de geradores de corrente de alta frequência vêm sendo utilizadas nas UEC:

- configuração válvula/spark-gap;
- conexão paralela de um banco de transistores bipolares;
- conexão híbrida de transistores bipolares cascadeados com transistores do tipo MOSFET's;
- conexão em ponte de transistores tipo MOSFET's.

4.2.1.1 Configuração Válvula/Centelhador (*spark-gap*)

Os geradores com configuração de válvulas e centelhadores (*spark-gaps*), apesar de terem uma topologia bastante antiga, uma vez que lembram muito os primeiros aparatos eletrocirúrgicos, ainda são utilizados na atualidade. Nesta topologia, os centelhadores são utilizados para a geração das faíscas (arcos voltaicos) características dos sinais capazes de coagular os tecidos, ao passo que as válvulas

encarregam-se de produzir os sinais não modulados, indicados para procedimentos de corte.

A Figura 4-11 apresenta o centelhador dos geradores a válvula/spark-gaps. Este aparato eletrônico gera entre as duas placas metálicas o arco (faísca) voltaico utilizado para a coagulação do tecido, ou seja, deve ser capaz de ionizar o dielétrico (ar) compreendido entre ambas (Geddes, 1995) (Carr, 1991).

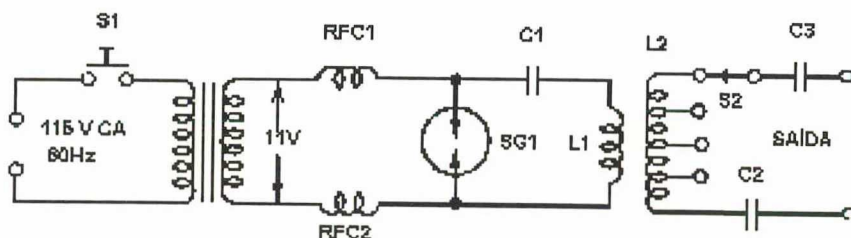


Figura 4-11: Centelhador (spark-gap) (Carr, 1991).

Nessa configuração de gerador, conforme citado anteriormente, um circuito de tubo de vácuo (Figura 4-12) encarrega-se de gerar o sinal capaz de garantir o corte eficiente dos tecidos.

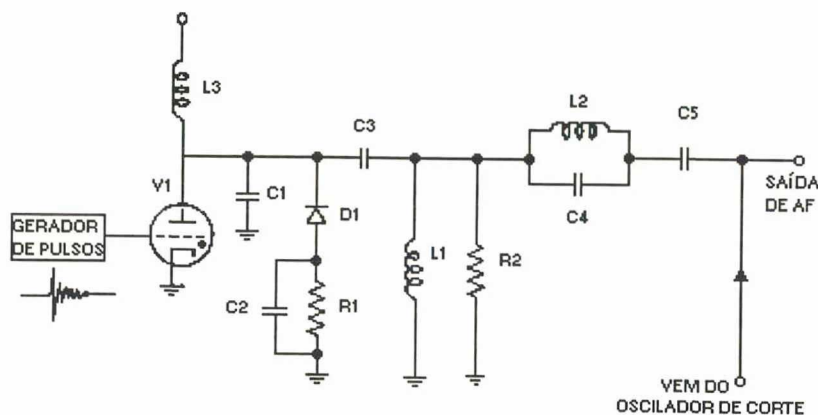


Figura 4-12: Circuito valvulado (Carr, 1991).

4.2.1.2 Configuração Utilizando Tecnologia de Estado Sólido

Esta tecnologia é a mais difundida nas unidades eletrocirúrgicas mais modernas, o que se justifica pela economia financeira garantida pela utilização de transistores, pela maior eficiência (obtenção de sinais menos ruidosos) e pela minimização dos circuitos para a geração das ondas de corte e coagulação.

Na configuração a estado sólido, um sinal com frequências oscilando entre 300 kHz e 3 MHz é aplicado pelo oscilador diretamente sobre o amplificador de potência para a geração de um sinal contínuo e não modulado indicado para o corte dos tecidos. O sinal de coagulação, por sua vez, é obtido através da atuação de um modulador que se encarrega de sobrepor uma onda quadrada, ou dente de serra, à onda senoidal, o que altera a sua morfologia, tornando-a modulada.

4.2.2 Eletrodo Ativo

O eletrodo ativo¹¹ é o acessório responsável pela realização do corte e/ou da coagulação dos tecidos, uma vez que as correntes de alta frequência geradas pela unidade eletrocirúrgica atuam sob o paciente após circularem através dele. Este eletrodo deve possuir uma área relativamente pequena, o que garante uma elevada densidade de corrente no local da cirurgia.

O cirurgião pode decidir pela ativação do modo de corte ou coagulação da unidade eletrocirúrgica a partir de comandos acionados através de um pedal, ou de comandos (botões) digitais existentes no próprio eletrodo ativo.

¹¹ Ver exemplos em anexo.

4.2.3 Eletrodo Passivo

O eletrodo passivo¹² também recebe as denominações de *eletrodo de retorno*, *neutro* ou *dispersivo* e de *placa neutra* ou *do paciente*. É o acessório responsável, conforme a sua denominação, por garantir a dispersão da corrente de alta frequência gerada pela unidade eletrocirúrgica após a sua circulação através do corpo do paciente. Ao contrário do que acontece com o eletrodo ativo, a concentração de corrente no eletrodo passivo deve ser mínima para que não ocorram queimaduras no paciente, o que justifica a sua área relativamente grande (Castro, 1997).

4.2.4 Eletrodo Bipolar

O eletrodo bipolar¹³ é utilizado para os procedimentos cirúrgicos em que é adotado o modo bipolar de funcionamento da unidade eletrocirúrgica. É um acessório que tem o formato de uma pinça ou fórceps e apresenta um tamanho variável de acordo com o procedimento para o qual se destina.

4.2.5 Sistema de Monitoração do Eletrodo de Retorno - REM

Os sistemas de monitoração do eletrodo de retorno são dispositivos existentes na maioria das unidades eletrocirúrgicas e visam evitar os riscos de queimadura no paciente, os quais advêm de falhas na conexão entre o eletrodo de retorno e a unidade eletrocirúrgica.

O dispositivo de monitoração é inserido no interior da unidade eletrocirúrgica e conectado ao eletrodo de retorno através de dois cabos distintos (conforme Figura 4-13). Para verificar a integridade da conexão, o dispositivo gera uma

¹² Ver exemplos em anexo.

¹³ Ver exemplos em anexo.

corrente de baixa intensidade (incapaz de provocar choques elétricos no paciente) que circula através dos cabos conectados ao eletrodo de retorno¹⁴ e é monitorada constantemente pelo sistema REM. Caso esta corrente não retorne ao sistema de monitoração, há a indicação de uma falha¹⁵ na conexão entre a unidade eletrocirúrgica e o eletrodo de retorno, fazendo com que o sistema de monitoração desligue a unidade eletrocirúrgica e soe um alarme indicativo da falha.

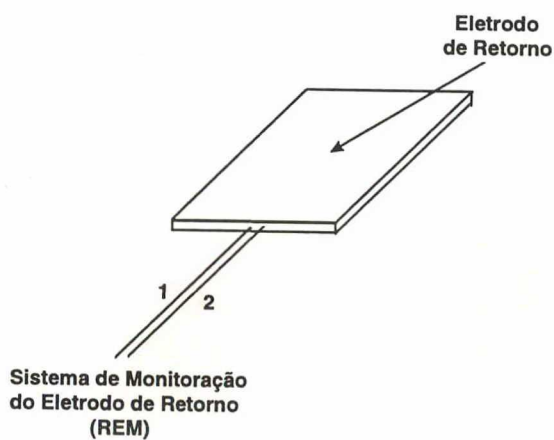


Figura 4-13: Sistema de monitoração do eletrodo de retorno - REM (Geddes, 1995).

4.3 ASPECTOS DE SEGURANÇA

Apesar dos benefícios incontestáveis garantidos nos procedimentos executados com unidades eletrocirúrgicas, esses equipamentos, por gerarem potências e correntes elevadas, podem causar sérios acidentes de natureza elétrica. O fato de as UEC estarem instaladas principalmente em centros cirúrgicos, locais onde os profissionais da saúde têm suas atenções voltadas à vida dos pacientes sob seus cuidados, torna ainda

¹⁴ Ver “1” e “2” na Figura 4-13.

¹⁵ O cabo pode estar rompido ou mal conectado.

mais factível a ocorrência de acidentes devido a descuidos quanto aos aspectos de funcionalidade e segurança desses equipamentos.

Nesse contexto, existem acessórios¹⁶ que contribuem efetivamente para a melhoria da segurança das UEC sem, entretanto, eliminar problemas, como queimaduras nos pacientes e usuários, acionamento indevido das UEC, explosões, contaminações e intoxicações, fibrilações ventriculares, acidentes advindos de estímulos musculares indesejados e interferência eletromagnética em outros equipamentos.

4.3.1 Queimaduras

Um dos principais perigos advindos da utilização das unidades eletrocirúrgicas consiste na alta probabilidade de ocorrência de queimaduras nos pacientes e nos profissionais que conduzem o procedimento cirúrgico. Esta alta probabilidade justifica-se uma vez que até mesmo baixas densidades de corrente, na ordem de 3 mA/mm^2 , são suficientes para causar queimaduras quando aplicadas no corpo por apenas 20 segundos (Uylings & van Himbergen, 1978).

Segundo Pearce et al. (1983), as queimaduras elétricas provocadas pelas unidades eletrocirúrgicas ocorrem em razão do aumento de temperatura dos tecidos, causado pela dissipação da potência gerada por estes equipamentos. Por isso, um dos maiores cuidados a ser tomado durante os procedimentos cirúrgicos refere-se à correta utilização dos eletrodos passivos, os quais, conforme visto no item “Eletrodo Passivo”, são responsáveis pela dissipação da corrente eletrocirúrgica.

Caso o eletrodo passivo não tenha o tamanho mínimo (Figura 4-14) necessário para a dissipação da corrente de alta frequência, não esteja colocado

¹⁶ Como os sistemas de monitoração do eletrodo de retorno - REM.

corretamente sob o paciente, esteja danificado, tenha problemas na sua superfície condutora ou esteja desconectado da unidade eletrocirúrgica, haverá pontos com alta densidade de corrente, locais prováveis para a ocorrência de queimaduras.

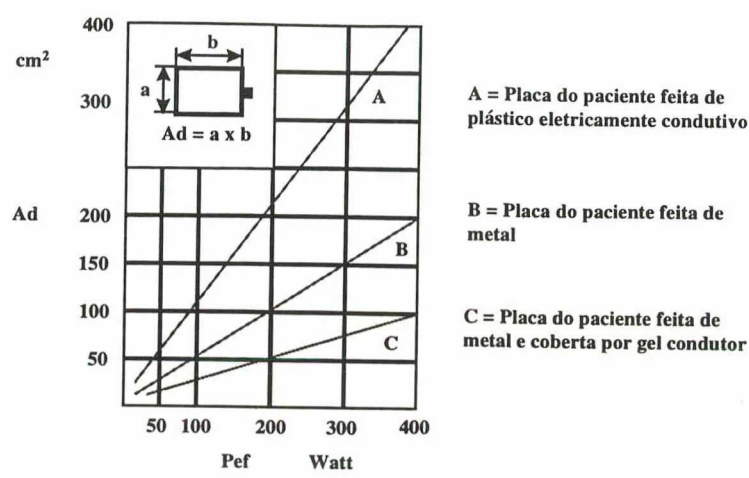


Figura 4-14: Área do eletrodo passivo disponível (A_d) X potência da UEC (P_{ef}) (Erbe).

Se o eletrodo passivo estiver mal colocado sob o paciente, ou danificado pelo uso indevido, a área de contato entre ele e o paciente será menor do que aquela apresentada na Figura 4-15 (a), o que implica grandes concentrações de corrente nos pontos de contato (conforme Figura 4-15 (b)) e a provável ocorrência de queimaduras. Por isso, deve-se conscientizar o corpo clínico sobre o cuidado a ser tomado em relação a esses eletrodos, sugerindo-se o uso de dois eletrodos passivos simultaneamente, o que garantirá sempre um bom contato com o paciente, mesmo no caso de um deles falhar.

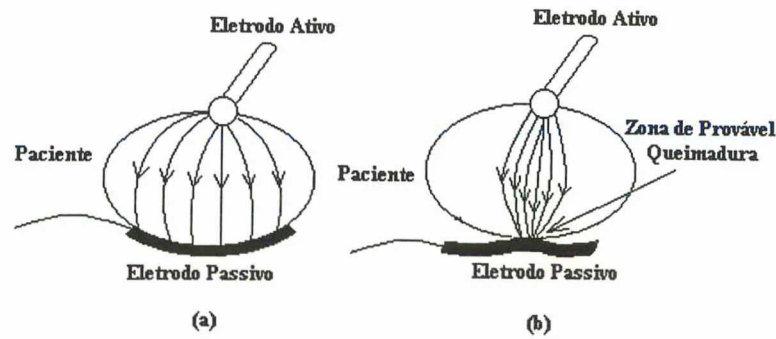


Figura 4-15: (a) Colocação correta do eletrodo passivo; (b) Eletrodo passivo danificado.

As placas (eletrodos) passivas permanentes, caso não sejam constantemente limpas após o uso, podem apresentar impurezas (substâncias gordurosas) e, com o tempo, corrosões, as quais diminuirão a sua área efetiva de contato com o paciente (ver Figura 4-16) e possibilitarão, por isso, a ocorrência de queimaduras (Farin, 1982). Este fato, aliado à grande probabilidade de ocorrência de danificações nesse tipo de placa, sugere que sejam utilizadas placas descartáveis.

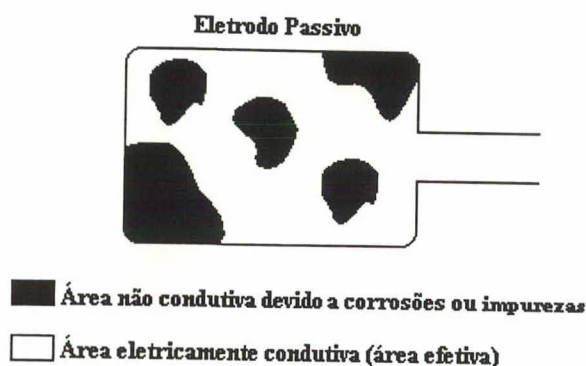


Figura 4-16: Diminuição da área efetiva da placa devido a corrosões (Farin, 1982).

Outros riscos associados ao eletrodo passivo advêm de problemas no seu cabo de conexão com a unidade eletrocirúrgica, pois, se ocorrer algum rompimento nesse cabo, ou se a conexão à unidade eletrocirúrgica estiver malfeita (ou for inexistente), as correntes de alta frequência retornarão ao gerador por caminhos alternativos que estejam aterrados. Essa busca de caminhos alternativos também pode ocorrer no caso de os eletrodos passivos serem colocados em locais distantes do ponto em que ocorre a cirurgia (Castro, 1997).

Na Figura 4-17, um rompimento no cabo de conexão do eletrodo passivo fez com que as correntes de alta frequência geradas pela unidade eletrocirúrgica retornassem a ela através dos eletrodos de um monitor cardíaco. Como a área de contato destes eletrodos é bem menor do que a área de contato do eletrodo passivo, a densidade

de corrente neles observada é bem maior do que a admissível, sendo, por isso, capaz de causar queimaduras sob tais eletrodos (Geddes, 1995). Podem ocorrer, também, queimaduras menos graves sob os eletrodos do monitor quando o eletrodo neutro é colocado em um ponto muito distante do local da cirurgia. Neste caso, parte da corrente proveniente do eletrodo ativo retornará à unidade eletrocirúrgica pelo eletrodo neutro, e a outra parte, pelos eletrodos do monitor, o que causará queimaduras sob os mesmos (Comba, 1995).

Esses perigos justificam a utilização de unidades eletrocirúrgicas com sistemas de monitoração do eletrodo passivo (um acessório de segurança) e a contra-indicação do uso de eletrodos de ECG do tipo agulha, os quais apresentam uma área de contato bastante pequena (Valleylab b), (Monks, 1971).

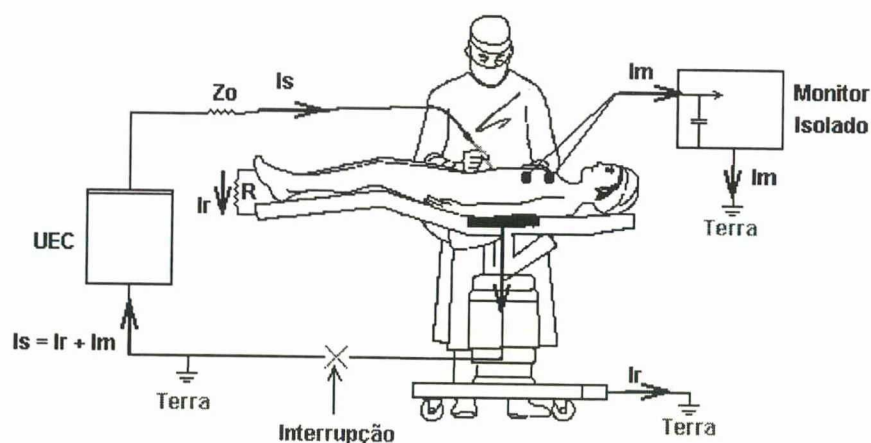


Figura 4-17: Queimadura sob os eletrodos de um monitor (Geddes, 1995).

Quando ocorre o rompimento ou desconexão do cabo do eletrodo passivo durante procedimentos eletrocirúrgicos em que, inadvertidamente, existe um contato indesejado entre o paciente e outro equipamento ou superfície metálica que esteja aterrada, haverá uma circulação de corrente através da mesma em direção à terra. Caso a área de contato seja bastante pequena, ocorrerá uma grande concentração de corrente

nesse ponto do paciente, que estará, por isso, sujeito a queimaduras.

Na Figura 4-18, o rompimento do eletrodo passivo (placa do paciente) durante um procedimento cirúrgico em que o paciente está em contato com uma haste metálica que carrega uma bomba de infusão¹⁷ representa uma situação clara de risco.

A situação apresentada na Figura 4-18 é bastante comum em centros cirúrgicos, uma vez que tais setores dos hospitais representam áreas ocupadas por grandes quantidades de equipamentos (monitores de sinais vitais, bombas de infusão, ventiladores, marca-passos, etc.), necessários principalmente à monitorização dos sinais vitais dos pacientes. Aliada a esse fato, a grande circulação de profissionais durante procedimentos cirúrgicos contribui ainda mais para o deslocamento de equipamentos que, por isso, podem entrar em contato com o paciente. Para evitar riscos desse tipo, deve-se ter um cuidado especial antes da cirurgia quanto à correta colocação do eletrodo passivo, à sua conexão com a UEC e à disposição dos outros equipamentos na sala.

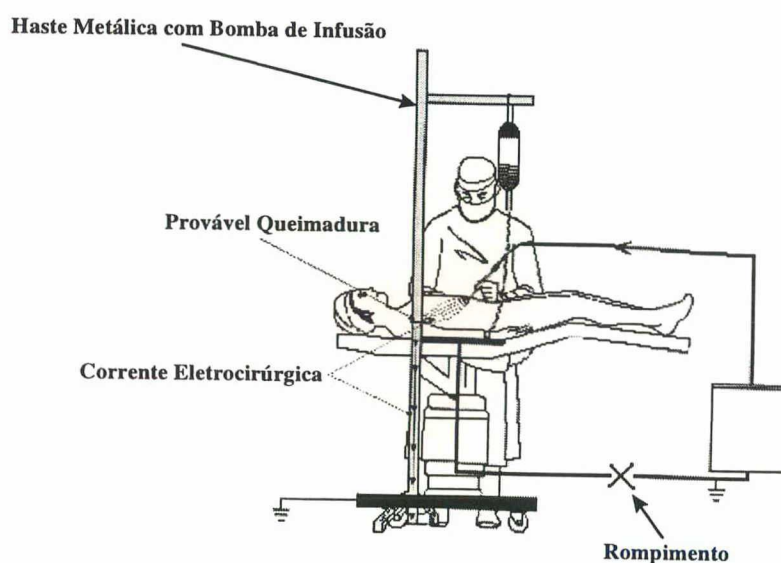


Figura 4-18: Contato entre o braço do paciente e uma superfície metálica.

¹⁷ Dispositivo utilizado para injetar líquidos (soro, nutrientes, etc.) no paciente.

O acúmulo de líquidos condutivos, tais como sangue, água, anti-sépticos e soros fisiológicos, espalhados pelo corpo do paciente ou entre o tecido e o eletrodo passivo, também implica riscos de queimaduras, uma vez que tal concentração de fluidos provoca um aumento da condutividade elétrica da pele e uma maior densidade de corrente nessas regiões (Farin, 1982), (Januncio & Graziano, 1995). Além disso, o acúmulo de líquidos exigirá um aumento de potência da unidade eletrocirúrgica para que sejam obtidos os mesmos resultados esperados com um paciente “seco”, o que, certamente, implicará maiores riscos ao paciente e aos usuários das UEC.

As pequenas áreas condutivas entre os membros podem representar caminhos de retorno das correntes de alta frequência das unidades eletrocirúrgicas, possibilitando a ocorrência de queimaduras. Por isso, sugere-se a colocação de tecidos secos entre aqueles, os quais agirão como isolantes, inviabilizando a circulação de corrente nessas áreas (Uylings & van Himbergen, 1978).

Além disso, para que não seja afetado o desempenho da unidade eletrocirúrgica, deve-se evitar a colocação dos eletrodos passivos sob áreas pequenas (como as protuberâncias ósseas) e pouco vascularizadas. Descuidos quanto a esse aspecto exigirão aumentos na potência do gerador eletrocirúrgico, o que, conforme citado anteriormente, diminui a segurança deste dispositivo.

As unidades eletrocirúrgicas podem ser acionadas acidentalmente, através dos comandos existentes nos pedais e no eletrodo ativo (ver “Eletrodo Ativo”), o que pode causar queimaduras tanto nos pacientes quanto nos profissionais que lidam com o equipamento. Para evitar esse risco, é necessário que haja uma atenção especial e um treinamento daqueles que o manipulam.

Por fim, a potência de saída das unidades eletrocirúrgicas deve ser

mantida nos níveis sugeridos para o procedimento cirúrgico executado. A necessidade de aumentar esses níveis durante o procedimento indica falhas na funcionalidade da unidade eletrocirúrgica (Uylings & van Himbergen, 1978) ou descuidos na colocação ou conexão dos eletrodos. Neste caso, deve-se procurar, antes do início da cirurgia, verificar as condições gerais do equipamento, o que, certamente, diminuirá os riscos a ele associados.

4.3.2 Explosões

A ocorrência de explosões é, sem dúvida, o maior risco inerente à utilização das unidades eletrocirúrgicas, visto que as proporções de acidentes desse tipo podem ser indescritíveis, afetando todo o ambiente hospitalar. As descargas eletrostáticas (Kindermann, 1995), (Monks, 1971), o faiscamento de tomadas e de outros equipamentos eletromédicos, por falhas de isolamento, falhas nas instalações elétricas, presença de gases e outras substâncias inflamáveis e faiscamento gerado pela operação das unidades eletrocirúrgicas, constituem as principais causas das explosões nos centros cirúrgicos.

A existência de cargas eletrostáticas, geradas por atrito entre materiais isolantes (como o existente entre a sola de um sapato e o carpete), e de substâncias inflamáveis representa um risco eminente de explosões no centro cirúrgico, o que justifica a utilização de pisos antiestáticos nesse setor e a manutenção da umidade relativa do ar a valores superiores a 50 % (Monks, 1971), (Santana, 1996).

Os inúmeros anestésicos utilizados durante procedimentos cirúrgicos, além de serem, na sua maioria, inflamáveis e altamente voláteis, são mais densos que o ar, concentrando-se, por isso, a alturas inferiores a 30 cm do piso dos centros cirúrgicos. Entretanto, devido à constante movimentação de pessoas neste setor e à instalação de

sistemas de circulação de ar, amplia-se essa “zona de risco” para uma altura de 1,5 metros. Por isso, a normatização adotada no Brasil e no exterior prevê a colocação de tomadas no centro cirúrgico a uma altura mínima de 1,5 metros do solo, o que diminui consideravelmente os riscos de explosões provocadas pelo faiscamento das mesmas (Santana, 1996).

Segundo a norma intitulada “Requisitos particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência” (ABNT, 1995), deve-se proibir a utilização de gases anestésicos inflamáveis durante o uso das unidades eletrocirúrgicas, as quais são capazes de gerar as faíscas que provocarão a combustão daqueles. Além disso, proíbe a utilização de extensões para a ligação de equipamentos à rede elétrica, o que facilita a ocorrência de faiscamentos nas tomadas.

Apesar da comprovação teórica da probabilidade de ocorrência de explosões devidas aos gases inflamáveis, este risco é bastante pequeno uma vez que tais gases são administrados em doses tão pequenas que a sua concentração na atmosfera da sala cirúrgica é baixíssima, possibilitando a sua fácil dissipação pelos sistemas de ar condicionado. Além disso, os próprios equipamentos de anestesia são providos de sistemas antipoluição, que agem de forma a evitar ao máximo o vazamento dos vapores anestésicos (Santana, 1996).

Um outro risco proveniente da utilização das UEC, capaz de provocar a morte de pacientes, é observado durante intervenções cirúrgicas próximas a órgãos que possuem no seu interior gases inflamáveis (como os gases intestinais). Nesses procedimentos, explosões podem ocorrer a partir da combustão dos gases, provocada por faíscas geradas pelas unidades eletrocirúrgicas (von Maltzahn & Eggleston, 1995). Para evitar tal risco, Geddes (1995) sugere que, antes do acionamento da UEC, sejam

utilizados bisturis com lâmina¹⁸ para a realização dos primeiros cortes em cirurgias intestinais, ou na proximidade de órgãos com acúmulo de gases inflamáveis, o que garante a dispersão destes. Além disso, deve-se impor uma dieta rígida ao paciente antes de procedimentos desse tipo (Geddes, 1995).

4.3.3 Contaminações e Intoxicações

A probabilidade de ocorrência de contaminações durante o uso de unidades eletrocirúrgicas é bastante reduzida, o que, entretanto, não justifica uma despreocupação quanto a este aspecto de segurança.

Segundo Bennet & Kraffert (1990), quando o cirurgião não se preocupa em esterilizar o eletrodo ativo após o seu uso, pela crença de que o aquecimento gerado nesse eletrodo é suficiente para a sua esterilização¹⁹, pode ocorrer a transferência de vírus e bactérias durante a eletrocirurgia. Para evitar acidentes desse tipo, sugere-se a esterilização dos eletrodos ativos após o seu uso e a utilização de acessórios de proteção (como luvas, máscaras e óculos) esterilizados ou descartáveis.

Do funcionamento das unidades eletrocirúrgicas provém uma fumaça originada a partir da ação térmica das correntes de alta frequência, muito similar àquela gerada pela ação dos lasers cirúrgicos. A fumaça é capaz de contaminar e intoxicar os pacientes e usuários dos equipamentos eletrocirúrgicos, por conter DNA viral, bactérias, carcinógenos e substâncias irritantes, as quais nem sempre são filtradas pelas máscaras cirúrgicas em virtude de suas dimensões microscópicas (Sebben, 1990). Esse risco de contaminação e intoxicação é minimizado nas unidades eletrocirúrgicas mais modernas

¹⁸ *Scalpel*.

¹⁹ Essa crença é justificável apenas para o caso dos eletrocautérios, no qual a incandescência do eletrodo garante a esterilização pela alta temperatura. No caso das UEC, ocorre um aquecimento dentro do eletrodo insuficiente para tal propósito (Sebben, 1990).

onde existe um equipamento capaz de evacuar a fumaça produzida durante o procedimento cirúrgico²⁰.

4.3.4 Estímulos Musculares e Fibrilação Ventricular do Coração

A possibilidade de ocorrência de fibrilações ventriculares e estímulos musculares nos pacientes submetidos à ação das unidades eletrocirúrgicas constitui um dos mais intrigantes paradoxos da eletrocirurgia. Isto porque estes equipamentos geram correntes de alta frequência justamente pelo fato de elas percorrerem o corpo apenas superficialmente, sem atingir órgãos internos (como o coração) e sem provocar estímulos musculares. Apesar de aparentemente absurdo, muitos pesquisadores têm constatado a ocorrência de acidentes desse tipo, não obstante a teoria postulada por d'Arsonval (século 19).

Apesar de a unidade eletrocirúrgica ser utilizada comercialmente desde 1930, após o desenvolvimento do aparato elétrico de Bovie e Cushing, os primeiros relatos de possíveis estímulos musculares resultantes das correntes produzidas por este equipamento começaram a surgir apenas por volta de 1960, o que colocou em dúvida a sua segurança. Em 1973, estudos conduzidos pelo instituto americano denominado Emergency Care Research Institute resultaram na constatação de que algumas unidades eletrocirúrgicas, em condições normais de operação, provocavam estímulos musculares quando utilizadas (La Course & Vogt, 1988).

A partir de então, inúmeros trabalhos científicos foram desenvolvidos, resultando em algumas hipóteses para o perigo advindo da utilização das UEC, entre as

²⁰ Ver exemplos em anexo.

quais: a existência de componentes (harmônicas) de baixa frequência em alguns dos sinais gerados pelas UEC; a frequência de utilização destes sinais; a localização do eletrodo ativo em relação aos nervos motores; a existência de correntes de fuga de baixa frequência; a retificação das correntes eletrocirúrgicas e a alta potência e densidade de corrente²¹ necessárias para certos procedimentos cirúrgicos (La Course & Vogt, 1988), (La Course et al., 1985), (Geddes et al., 1975), (Geddes et al., 1987), (Slager et al., 1993), (Uylings & van Himbergen, 1978).

Segundo Pearce et al. e Tucker et al., apud Geddes (1995), a presença de um arco voltaico no caminho da corrente eletrocirúrgica, gerado em procedimentos em que o eletrodo ativo é acionado antes de entrar em contato com o tecido, altera o espectro de frequências do sinal de forma marcante, produzindo componentes (harmônicas) de baixa frequência capazes de provocar estímulos musculares. Por esse motivo, para que não ocorram estímulos indesejados, sugere-se evitar a geração de arcos durante os procedimentos cirúrgicos, o que implica a colocação do eletrodo ativo em contato com o tecido antes da ativação da UEC (Geddes & Baker, 1989).

Geddes et al. (1987) constataram, com base em experimentos, que a interface entre o tecido e o eletrodo colocado em contato com o paciente, quando sujeita a correntes de alta frequência, tem a propriedade de retificá-las, provocando o surgimento de correntes de baixa frequência capazes de gerar estímulos musculares. Os pesquisadores verificaram que a retificação ocorria quando a densidade de corrente

²¹ Segundo La Course et al. (1985), os primeiros pesquisadores, como d'Arsonval, conduziam seus experimentos nos tecidos humanos utilizando eletrodos com largas superfícies de contato, o que inviabilizava a existência de altas densidades de corrente no local e, conseqüentemente, de estímulos musculares. Nos procedimentos mais modernos, devido à utilização de eletrodos com finas superfícies de contato, as densidades de corrente são maiores, o que aumenta a probabilidade de ocorrência de estímulos musculares.

eletrocirúrgica excedia um valor crítico, o qual valor crescia à medida que aumentavam a frequência do sinal gerado pela UEC (Geddes et al.,1987). Por isso, para que não ocorram estímulos musculares, deve-se aumentar a frequência do sinal gerado pela UEC, diminuir ao máximo a densidade de corrente produzida (diminuir a potência da UEC) e manter o eletrodo ativo distante de nervos motores.

Para a realização de alguns procedimentos cirúrgicos, entretanto, as unidades eletrocirúrgicas devem operar com altas potências de saída²², o que coloca em risco a integridade física dos pacientes. Dentre esses procedimentos, merece destaque a cirurgia denominada “ressecção transuretral” (TUR - *transurethral resection*), apresentada na Figura 4-19.

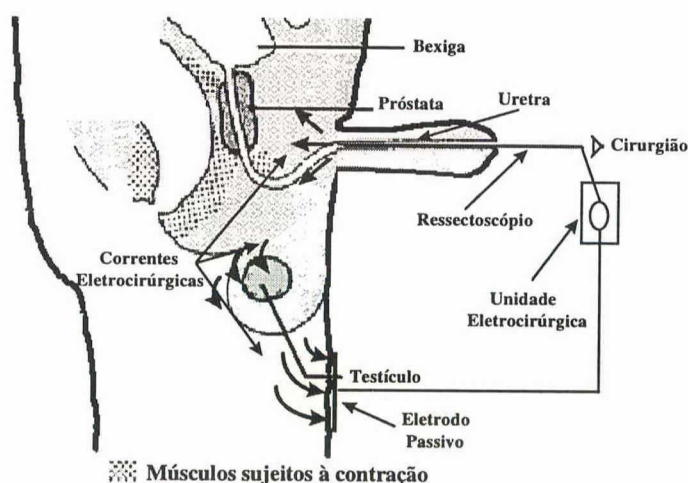


Figura 4-19: Ressecção transuretral (Geddes, 1995).

Nesse procedimento urológico, a extremidade de um instrumento endoscópico, denominado ressectoscópio, é inserida, através da uretra, na bexiga urinária do paciente. O revestimento do instrumento contém um conjunto de fibras ópticas para a visualização do procedimento cirúrgico, um espaço para a inserção do

²² Acima de 100 watts.

eletrodo ativo da unidade eletrocirúrgica e um canal para a injeção de um fluido capaz de distender a bexiga do paciente, o que deve ocorrer para a realização da cirurgia (La Course & Vogt, 1988), (Gerhard et al., 1977).

A dispersão de corrente provocada pela alta concentração de fluido na bexiga exige um aumento da potência da unidade eletrocirúrgica para que possam ser obtidos os efeitos desejados pelo cirurgião. A maior potência implica maiores densidades de corrente nas proximidades do ressectoscópio, o que provoca a ocorrência de violentas contrações musculares da coxa do paciente. Tais contrações, conhecidas como espasmos do nervo obturatório (*obturator spasm*), aumentam significativamente os riscos de complicações cirúrgicas se a bexiga urinária for inadvertidamente perfurada durante o movimento do corpo do paciente (La Course & Vogt, 1988).

Outro perigo inerente à ressecção transuretral (RTU) afeta a segurança do próprio cirurgião que conduz o procedimento, pois o fluido utilizado para inflar a bexiga do paciente contamina-se com a urina e o sangue, formando uma solução condutiva que se espalha por todo o ressectoscópio e, conseqüentemente, pelas luvas do cirurgião. Como as luvas não garantem uma isolamento muito eficiente, ele pode estar sujeito a estímulos musculares e choques elétricos provocados pelas componentes de baixa frequência da corrente produzida pela UEC, as quais circulam através da solução mencionada (Gerhard et al., 1977).

Os perigos associados ao uso da eletrocirurgia em procedimentos urológicos fizeram com que alguns pesquisadores desenvolvessem estudos que culminaram na sugestão de alguns métodos para a melhoria da segurança de pacientes e cirurgiões. Entretanto, as medidas propostas ao longo dos anos são apenas paliativas, não garantindo a solução completa para todos os problemas.

Gerhard et al. (1977) sugeriram melhorias no revestimento do ressectoscópio, para evitar a propagação da solução condutiva até o cirurgião, e o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico capaz de desativar a unidade eletrocirúrgica e de acionar um alarme após a constatação de níveis muito elevados de corrente. Prentiss et al. (1965), por sua vez, propuseram a utilização de agentes anestésicos para o bloqueio do estímulo muscular gerado pelo nervo obturatório e o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico similar ao sugerido por Gerhard et al. (1977).

A fibrilação ventricular, outro risco associado à eletrocirurgia, é um fenômeno caracterizado pela contração desordenada das fibras musculares do coração²³, órgão responsável pelo bombeamento do sangue no corpo humano. Como consequência dessa contração aleatória, há uma total ineficiência no bombeamento do sangue e uma queda abrupta da pressão arterial, o que culmina no desfalecimento da pessoa e numa parada respiratória. Diante da ineficácia do coração em cumprir suas funções, o sangue deixa de circular através do corpo, não mais garantindo o fornecimento dos nutrientes e do oxigênio necessários às células (Kindermann, 1995).

Em razão da característica de circulação superficial (*efeito skin*) das correntes de alta frequência, o risco de fibrilações ventriculares associadas a estímulos musculares indesejados do coração não deveria existir em procedimentos eletrocirúrgicos. Entretanto, conforme visto anteriormente, existem componentes de baixa frequência no espectro do sinal gerado pela UEC que podem, no caso de apresentarem determinada amplitude, provocar o estímulo necessário para a ocorrência

²³ “As paredes do ventrículo contraem-se desordenadamente quando o coração está em fibrilação”.

da fibrilação.

Segundo Selikowitz & La Course (1987), se a energia elétrica for aplicada diretamente no coração, evitando a impedância da pele e os caminhos alternativos para a sua dispersão, níveis de corrente de baixa frequência muito menores (na ordem de 100 μ A) podem provocar a fibrilação ventricular. Por isso, as situações de maior risco são aquelas em que o procedimento cirúrgico é conduzido nas proximidades do coração (como em cirurgias torácicas) ou quando a cirurgia requer elevadas densidades de corrente (como nas ressecções transuretrais) (Selikowitz & La Course, 1987).

Além desses problemas, quando cirurgias torácicas são conduzidas com o auxílio de cateteres diretamente ligados ao coração ou ao sistema vascular, deve-se tomar cuidado quanto à colocação e conexão do eletrodo passivo. Caso este esteja desconectado ou mal colocado, o cateter diretamente ligado ao coração poderá servir como um caminho alternativo para a circulação da corrente eletrocirúrgica. Dessa forma, por ter uma área bem menor (já que é bastante fino) do que o eletrodo passivo, o cateter acumulará uma densidade muito elevada de corrente, o que aumenta consideravelmente a probabilidade da ocorrência de fibrilações ventriculares (Geddes, 1995).

4.4 RESUMO

A unidade eletrocirúrgica é um equipamento eletromédico, incluindo seus acessórios, destinado a efetuar procedimentos cirúrgicos, tais como corte e coagulação dos tecidos biológicos por intermédio de correntes de alta frequência (300 kHz a 3 MHz). A forma como o dispositivo opera, ou seja, através da geração de

correntes elétricas de alta frequência e amplitudes elevadas, implica a existência de inúmeros riscos à vida dos pacientes e de seus usuários.

Este capítulo, além de focar os aspectos funcionais das unidades eletrocirúrgicas, procura abordar os riscos associados à sua utilização e as medidas necessárias para a garantia da sua segurança.

5. INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA PROVOCADA POR UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS

5.1 CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES

Os centros cirúrgicos são os locais dos hospitais mais sujeitos a problemas de compatibilidade eletromagnética entre equipamentos. Isso se deve à grande quantidade de equipamentos ali instalados, dentre os quais existem grandes fontes emissoras de ondas eletromagnéticas (como as unidades eletrocirúrgicas, as serras e as máquinas de perfusão¹) e equipamentos extremamente suscetíveis a essas emissões, como aqueles responsáveis pela monitorização dos sinais biológicos.

O fato de os equipamentos instalados nos centros cirúrgicos serem responsáveis por garantirem o suporte à vida dos pacientes e facilitarem os diagnósticos médicos torna ainda mais preocupante esse quadro. Por esta razão, a preservação da sua perfeita funcionalidade, independentemente das suas condições de operação, representa uma necessidade indiscutível. Inserido nesse contexto, o engenheiro clínico, por conhecer mais a fundo os fenômenos físicos relacionados à interferência entre equipamentos, deve se preocupar em estudar o comportamento das fontes emissoras e dos equipamentos mais suscetíveis às emissões eletromagnéticas.

¹ Equipamentos que mantêm a circulação sanguínea durante cirurgias cardíacas (Santana, 1996).

5.2 EQUIPAMENTOS MAIS SUSCETÍVEIS À INTERFERÊNCIA

Para que os procedimentos cirúrgicos sejam conduzidos com a devida segurança e eficácia, os sinais vitais dos pacientes devem ser constantemente monitorados pelo cirurgião. Por isso, os equipamentos eletromédicos capazes de detectar e retratar o comportamento elétrico dos sinais biológicos são de extrema importância nos centros cirúrgicos. Esses biopotenciais apresentam baixas amplitudes (na ordem de mV), frequências inferiores a 100 Hz e são captados por sensores (eletrodos condutivos) conectados aos pacientes.

A baixa condutividade da pele humana e a baixa amplitude dos sinais biológicos dificultam bastante a sua correta captação por parte dos eletrodos, os quais são conectados aos pacientes através de cabos condutores. Essas características, aliadas ao comprimento dos cabos dos eletrodos, os quais podem atuar como antenas, captando e radiando sinais eletromagnéticos, tornam os equipamentos de monitorização extremamente suscetíveis a interferências eletromagnéticas.

A baixa amplitude dos sinais biológicos permite que sejam confundidos com outros sinais indesejados que, da mesma forma, circulam através do paciente e podem ser captados pelos eletrodos a ele conectados. Dentre estes sinais, pode-se citar os gerados por outros equipamentos (por exemplo, as unidades eletrocirúrgicas) e os ruídos de 60 Hz provenientes da rede elétrica.

Na Figura 5-1, são apresentados os caminhos de propagação das emissões eletrocirúrgicas, onde os cabos da unidade eletrocirúrgica (de alimentação e do eletrodo ativo) atuam como antenas capazes de emitir por radiação sinais eletromagnéticos que, conforme a frequência, podem ser facilmente captados pelos cabos do monitor cardíaco

(de alimentação e dos eletrodos conectados ao paciente). Após serem captados, esses sinais podem interferir no funcionamento do monitor, conduzindo o cirurgião a diagnósticos errôneos.

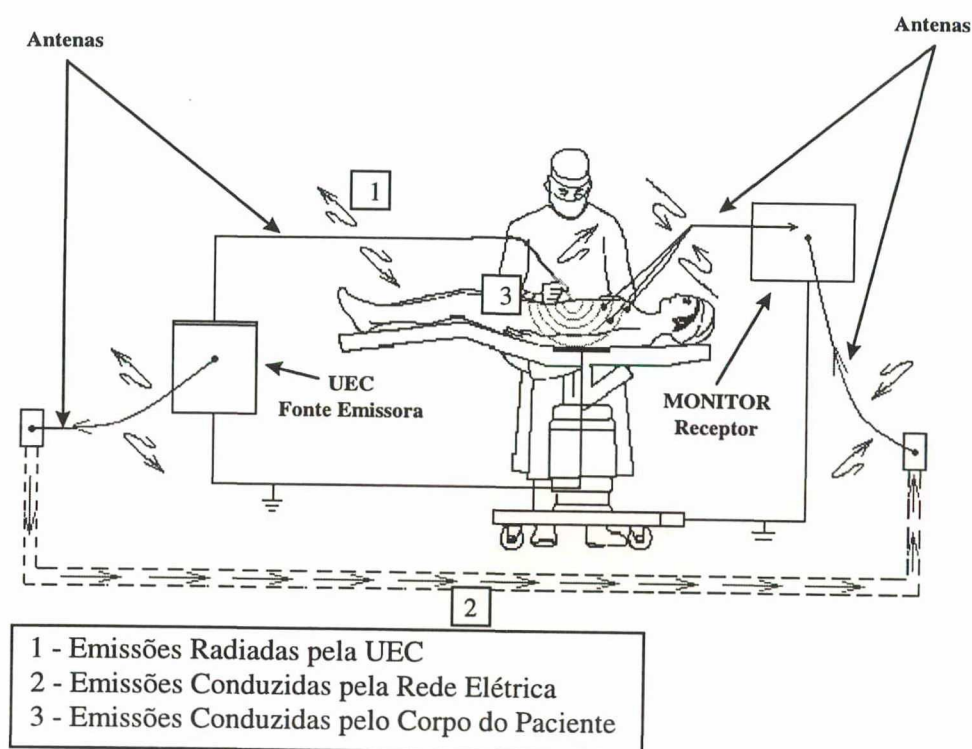


Figura 5-1: Caminhos de propagação dos sinais eletromagnéticos gerados por UEC.

Os sinais das UEC podem, também, ser conduzidos até o monitor cardíaco através da rede elétrica, por intermédio dos cabos de alimentação de ambos os equipamentos. Para que os sinais de baixa frequência (principalmente 60 Hz) não interfiram no funcionamento do monitor, devem existir filtros capazes de atenuá-los, os quais são colocados junto aos cabos de alimentação desses equipamentos².

Outro caminho de propagação dos sinais de baixa frequência gerados pela UEC é aquele representado pelo corpo do paciente. As correntes eletrocirúrgicas que

² Ver “Filtros de Linha” do capítulo 2.

circulam entre o eletrodo ativo e o eletrodo passivo colocado sob o paciente podem ter amplitudes e frequências da mesma ordem de grandeza dos sinais biológicos. Por essa razão, eles podem ser confundidos com os sinais biológicos, caso sejam captados pelos eletrodos de ECG³, o que irá interferir no funcionamento do monitor.

5.2.1 Interferência em Monitores Cardíacos

A Figura 5-2 ilustra o problema da interferência eletromagnética que ocorre nos monitores cardíacos por causa das correntes eletrocirúrgicas que circulam através do corpo do paciente.

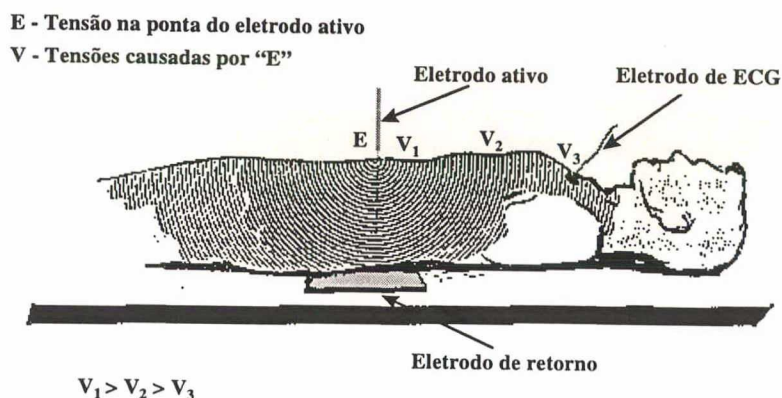


Figura 5-2: Interferência sobre monitor cardíaco (Benders, 19--).

Na Figura 5-2, as linhas pontilhadas podem ser consideradas como "linhas de corrente" geradas pela unidade eletrocirúrgica na ponta do eletrodo ativo pela aplicação de uma tensão "E", que pode atingir níveis bastante elevados. À medida que a corrente circula através do corpo do paciente, a resistência a sua passagem provoca o surgimento de diferenças de potenciais (representadas por "v₁", "v₂" e "v₃") ao longo do corpo do paciente.

Como as correntes próximas ao eletrodo ativo possuem maiores

³ Eletrocardiograma.

magnitudes, há uma atenuação nos valores de tensão ao longo do corpo do paciente ($v_1 > v_2 > v_3$). Entretanto, dependendo da potência necessária para o procedimento cirúrgico, a tensão “ v_3 ”, captada pelos eletrodos juntamente com os sinais biológicos, pode apresentar a mesma ordem de grandeza destes sinais (cujas amplitudes variam entre 1 mV e 10 mV) e, por essa razão, ser confundida com os mesmos (Benders, 19--).

Para evitar a influência do sinal “ v_3 ” gerado pela UEC, os circuitos dos monitores cardíacos devem apresentar filtros capazes de eliminar as frequências características das correntes eletrocirúrgicas. No entanto, essas medidas são pouco efetivas na eliminação do problema, uma vez que o espectro de frequências dos sinais das UEC pode ser bastante amplo (Tucker et al., 1984), interferindo, muitas vezes, na banda de frequências do sinal cardíaco, a qual não pode ser removida pelos filtros.

Uma medida mais efetiva consiste na colocação dos eletrodos do monitor cardíaco em locais do corpo distantes do eletrodo ativo da unidade eletrocirúrgica, o que garante, nos pontos em que se encontram os eletrodos de eletrocardiograma, os menores níveis de tensão devido às correntes eletrocirúrgicas. Dessa forma, a influência dos sinais gerados pela unidade eletrocirúrgica no sinal captado pelos eletrodos do monitor cardíaco será mínima, reduzindo a interferência eletromagnética (Benders, 19--).

Outra forma de reduzir a interferência eletromagnética conduzida através do corpo do paciente baseia-se na colocação dos eletrodos do monitor em posições equidistantes do eletrodo ativo da unidade eletrocirúrgica, conforme mostrado na Figura 5-3. A colocação dos eletrodos nessas posições garante que captem sinais provenientes das UEC com as mesmas amplitudes, pois as linhas apresentadas na figura são equipotenciais, ou seja, as tensões ao longo das linhas são iguais.

Os amplificadores utilizados na entrada dos circuitos dos monitores

cardíacos medem a diferença de potencial entre seus terminais positivo e negativo (assinalados na Figura 5-3). Por isso, a garantia de que ambos os eletrodos captem o mesmo sinal proveniente da UEC minimiza a interferência eletromagnética (Benders, 19--).

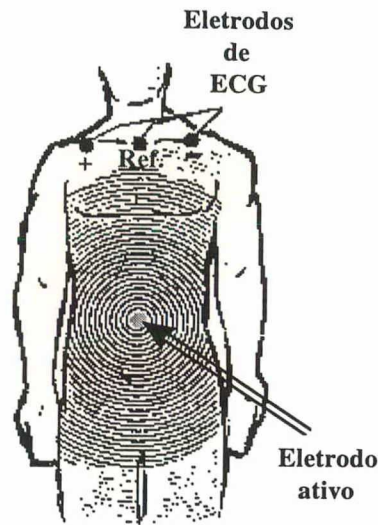


Figura 5-3: Colocação dos eletrodos de ECG (Benders, 19--).

5.3 GARANTIA DA COMPATIBILIDADE NO CENTRO CIRÚRGICO

A melhor forma de evitar os problemas de interferência eletromagnética devidos às emissões originadas a partir do funcionamento das UEC consiste na fabricação de equipamentos que respeitem as normas técnicas de compatibilidade eletromagnética dos equipamentos eletromédicos. O mesmo cuidado deve ser tomado pelos fabricantes daqueles equipamentos mais suscetíveis a essas emissões, os quais devem apresentar uma imunidade a certos níveis de emissão.

5.3.1 Normas Técnicas de Compatibilidade das Unidades Eletrocirúrgicas

De acordo com o que foi citado anteriormente⁴, a norma técnica de compatibilidade eletromagnética de equipamentos médicos mais aceita na atualidade é a IEC 601-1-2, a qual se baseia em outras normas para estabelecer os limites de emissão radiada e conduzida (CISPR 11) e de imunidade (IEC 1000-4-3).

5.3.1.1 Emissões Radiadas

Os limites de emissões radiadas⁵ determinados pela CISPR 11 estipulam valores máximos de campo elétrico para as várias componentes (harmônicas) do sinal emitido pelo equipamento, conforme se observa na Tabela 5-4.

As emissões radiadas devem ser captadas por uma antena colocada a uma distância de trinta metros do equipamento para as medições que visam à verificação da sua conformidade com as normas técnicas de compatibilidade eletromagnética, possibilitando ou não o seu comércio.

Tabela 5-4: Limites de emissões radiadas para equipamentos da classe A (30 metros).

Frequência (MHz)	$\mu\text{V/m}$	$\text{dB}\mu\text{V/m}$
30-230	31,6	30
230-1000	70,8	37

O estudo proposto por esta dissertação não visa verificar a conformidade das unidades eletrocirúrgicas comerciais, mas realizar uma avaliação preliminar do comportamento destes dispositivos no ambiente hospitalar no qual se encontram, onde as distâncias entre os equipamentos são bem menores do que as determinadas pela

⁴ Ver capítulo 3.

⁵ Apresentados no gráfico da Figura 3-2 do capítulo 3.

norma (trinta metros). Por essa razão, as medições foram realizadas mediante a colocação da antena a um metro da unidade eletrocirúrgica, distância que representa com bastante fidelidade a disposição desses dispositivos em relação aos demais equipamentos existentes no mesmo ambiente hospitalar.

Ocorre, entretanto, uma redução da força do campo elétrico à medida que há um afastamento da fonte emissora (equipamento sob teste), o que exige uma modificação nos limites impostos pela norma CISPR 11, a qual estipula uma distância de trinta metros entre o equipamento sob teste e a antena.

Como a distância é bem menor do que a estipulada pela norma, pressupõe-se um aumento das amplitudes máximas do campo elétrico. Segundo Paul (1992), quando se modifica a distância de teste dos trinta metros estipulados por norma para um metro, deve-se adicionar 29,54 dB ($20 \times \log_{10}(\frac{30}{1})$) aos limites de norma, obtendo-se os limites mostrados na Tabela 5-5.

Tabela 5-5: Limites de emissões radiadas medidas a 1 metro do equipamento.

Frequência (MHz)	μV/m	dBμV/m
30-230	948,68	59,54
230-1000	2123,84	66,54

A IEC 601-1-2, cujos limites de emissão são aqueles estipulados pela CISPR 11⁶, é um “padrão colateral” da norma IEC 601-1, denominada “Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança”, que abrange a maioria dos equipamentos eletromédicos. Conforme a própria denominação da IEC 601-1, ela

⁶ Apresentados na Tabela 5-4 e na Tabela 5-6.

especifica requisitos gerais de segurança para vários tipos de equipamentos eletromédicos, o que implica a necessidade da existência de requisitos mais específicos para cada tipo de equipamento.

Por essa razão, existem subcomitês da Comissão Eletrotécnica Internacional (International Electrotechnical Commission -IEC) responsáveis pelo estudo das características de cada um dos equipamentos eletromédicos. Dentre estes grupos, o subcomitê 62 D (grupo de trabalho 2) é o responsável pela criação da norma IEC 601-2-2⁷, que estuda as unidades eletrocirúrgicas visando à obtenção de requisitos particulares para a segurança destas.

Segundo Silberberg⁸, a norma IEC 601-2-2 está sendo submetida a revisões que visam incluir requisitos de compatibilidade eletromagnética para as unidades eletrocirúrgicas. Os requisitos que serão adicionados à IEC 601-2-2 na sua próxima emenda prevêm que as unidades eletrocirúrgicas devem respeitar os limites de emissão estipulados pela CISPR 11⁹. Entretanto, as UEC devem obedecer a tais limites apenas quando estiverem em modo *stand-by*, ou seja, ligadas, mas não em funcionamento, e com seus cabos de alimentação conectados.

O fato de as normas não levarem em conta as situações nas quais a unidade eletrocirúrgica esteja operando (cortando ou coagulando os tecidos) faz com que esta seja uma das maiores fontes emissoras de ondas eletromagnéticas. Silberberg afirma que, para solucionar o problema, o subcomitê 62 A (grupo de trabalho 13), responsável pela elaboração da norma IEC 601-1-2, criou um projeto de norma em 1996

⁷ Denominada “Requisitos particulares para segurança de equipamento eletrocirúrgico de alta frequência”.

⁸ Essas informações foram obtidas através de um *e-mail* enviado por Jeffrey L. Silberberg.

⁹ Mostrados na Tabela 5-4 e na Tabela 5-6.

que incluía limites para as emissões eletromagnéticas das unidades eletrocirúrgicas em operação. Estes limites eram da ordem de 100 dB μ V/m, ou 100 mV/m, a uma distância de dez metros da unidade eletrocirúrgica em funcionamento, ou seja, de 120 dB μ V/m ($100 \text{ dB}\mu\text{V/m} + 20 \times \log_{10}(\frac{10}{1})$), ou 1 V/m, a um metro de distância.

De acordo com Haeberlen¹⁰, o subcomitê responsável pela elaboração das normas referentes às unidades eletrocirúrgicas foi contrário aos limites impostos para as situações nas quais o equipamento se encontra cortando ou coagulando os tecidos. Na sua opinião, os projetistas desses equipamentos não têm controle sobre as intensidades das emissões eletrocirúrgicas, as quais dependem da tensão necessária para a geração da potência de saída dos mesmos. Por essa razão, para garantia da compatibilidade eletromagnética da UEC, seria necessária a implementação de modificações muito drásticas nas características físicas de tal equipamento, o que implicaria prejuízos à sua funcionalidade, inviabilizando o seu uso clínico.

Além disso, o subcomitê 62 D acredita que a maioria dos problemas de interferência eletromagnética sobre outros equipamentos eletromédicos conectados aos pacientes (como os monitores cardíacos) devem-se às correntes eletrocirúrgicas que circulam através daqueles e não às emissões radiadas.

Diante das controvérsias existentes entre o subcomitê 62 A (grupo de trabalho 13)¹¹ e o subcomitê 62 D (grupo de trabalho 2)¹², quanto à estipulação de limites de emissão para as unidades eletrocirúrgicas durante o corte e a coagulação dos

¹⁰ As informações contidas neste parágrafo foram obtidas através de um *e-mail* enviado pelo Dr. Roland Haeberlen, responsável pelo comando do subcomitê 62D (grupo de trabalho 2).

¹¹ Responsável pelas normas de CEM de equipamentos eletromédicos.

¹² Responsável pelas normas referentes às unidades eletrocirúrgicas.

tecidos, os únicos limites aceitos na atualidade são aqueles estipulados pela CISPR 11 (apresentados na Figura 5-4). Estes devem ser aplicados apenas nas situações em que as UEC se encontram no modo *stand-by* (energizadas, mas não operando) e com seus cabos conectados.

Silberberg afirmou ainda que, desde o último encontro realizado pelo subcomitê 62 D, em agosto de 1997, existem alguns planos de colaboração entre ambos os subcomitês para a elaboração de novos limites. Entretanto, na sua opinião, ainda levará muito tempo a estipulação de limites de emissão para as UEC em operação (cortando ou coagulando os tecidos).

CISPR 11 - Limites de Emissões Radiadas para UEC's em Modo *Stand-by*

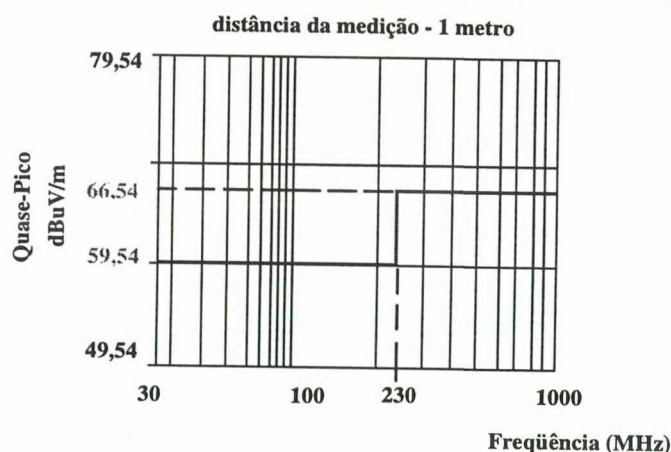


Figura 5-4: Limites de emissões radiadas das UEC em modo stand-by - a um metro.

5.3.1.2 Emissões Conduzidas

Os limites de emissões conduzidas através da rede de alimentação das unidades eletrocirúrgicas são os mesmos estipulados pela IEC 601-1-2 para outros equipamentos eletromédicos, ou seja, são aqueles propostos pela CISPR 11, apresentados na Tabela 5-6 e na Figura 5-5.

Tabela 5-6: Limites de emissões conduzidas.

Frequência (MHz)	Limite (dBµV/m)		Limite (mV/m)	
	Quase-Pico	Média	Quase-Pico	Média
0,15 - 0,5	79	66	8,902	1,993
0,5 - 30	73	60	4,462	0,998
> 30	73	60	4,462	0,998

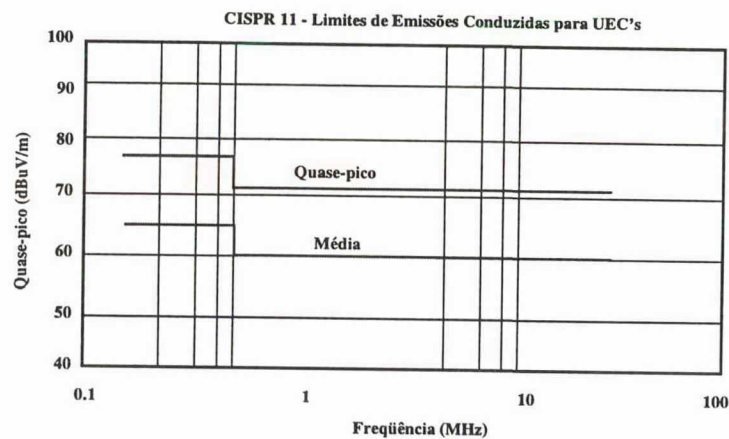


Figura 5-5: CISPR 11 - Limites de emissões conduzidas para UEC.

5.4 ANÁLISE ESPECTRAL DOS SINAIS

Como as normas técnicas referentes à compatibilidade eletromagnética dos equipamentos estipulam limites de emissão e imunidade eletromagnética para cada uma das componentes (harmônicas) dos sinais emitidos, a análise espectral dos sinais gerados pelos equipamentos eletroeletrônicos representa a principal ferramenta para a avaliação da sua compatibilidade eletromagnética. Nesse contexto, o estudo do conteúdo espectral das ondas geradas pelas unidades eletrocirúrgicas é de extrema importância para a avaliação dos equipamentos mais suscetíveis às suas emissões.

Apesar de os sinais das UEC oscilarem com frequências fundamentais compreendidas entre 300 kHz e 3 MHz, análises espectrais destes sinais comprovam a existência de harmônicas de mais baixa ou alta frequência que podem se propagar tanto por condução (baixas frequências) quanto por radiação (altas frequências), podendo interferir no funcionamento de outros equipamentos existentes no mesmo ambiente.

Um estudo detalhado realizado por Pearce (1984), apud Geddes & Baker (1989), determinou o espectro de energia das ondas de corte (não moduladas) e coagulação (moduladas) produzidas pelos diferentes tipos de circuitos geradores de correntes eletrocirúrgicas, ou seja, os centelhadores (*spark-gap generators*), os valvulados (*vacuum tube generators*) e os transistorizados (*solid state generators*). Esta análise foi conduzida para situações em que o eletrodo ativo era colocado diretamente em contato com o tecido, sem a geração de faíscas (arcos), ou a uma certa distância do tecido, situação em que ocorre o faiscamento.

A partir da análise descrita, constatou-se que os circuitos com tecnologia de geração mais antiga, ou seja, os centelhadores e os valvulados, geram sinais com uma banda de frequências (espectro) mais larga do que a gerada pelos circuitos transistorizados. Por esse motivo, as unidades eletrocirúrgicas mais antigas são mais propensas a interferir no funcionamento de outros equipamentos.

Com base nesses estudos, verificou-se também que as situações caracterizadas pela geração de faíscas são as mais permissivas à compatibilidade eletromagnética dos equipamentos, uma vez que esses sinais apresentam um espectro de frequências bastante amplo, contendo harmônicas superiores a 30 MHz, as quais se propagam eficientemente por radiação, sendo facilmente captadas por outros equipamentos, sujeitos, por isso, à interferência (Geddes & Baker, 1989).

Conforme visto anteriormente¹³, a IEC define a *compatibilidade eletromagnética* como sendo a habilidade de um dispositivo, equipamento ou sistema de funcionar satisfatoriamente em seu ambiente eletromagnético sem introduzir distúrbios eletromagnéticos intoleráveis a qualquer equipamento existente naquele ambiente (Chatterton & Houlden, 1992).

Por essa razão, Paperman & David (1996) sugerem que, para a avaliação da compatibilidade eletromagnética de determinado equipamento eletromédico, seja realizada uma análise espectral preliminar do ambiente no qual ele se encontra (Figura 5-6).

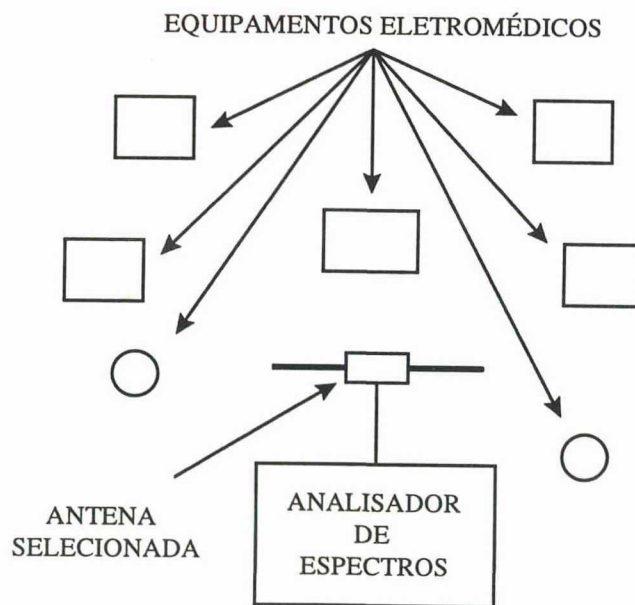


Figura 5-6: Análise espectral do setor hospitalar (Paperman & David, 1996).

A análise do ambiente no qual o equipamento se encontra localizado é importante porque, de acordo com o que já foi mencionado anteriormente¹⁴, as emissões eletromagnéticas dos equipamentos existentes num mesmo ambiente podem se somar,

¹³ Ver capítulo 2.

¹⁴ Ver capítulo 2.

aumentando a probabilidade de ocorrência de interferências. Por isso, antes de avaliar as emissões das unidades eletrocirúrgicas, deve-se realizar uma análise espectral do ambiente no qual elas se encontram, procurando verificar o comportamento dos demais equipamentos ali existentes. Como as UEC localizam-se principalmente em centros cirúrgicos, a avaliação da “poluição eletromagnética” ali existente mostra-se bastante pertinente para os propósitos deste trabalho.

Após a análise do local em que o equipamento está instalado, Paperman & David (1996) sugerem que seja feita a quantificação das emissões do equipamento sob teste em um local isolado, sem que haja a influência de outros equipamentos nos resultados (conforme Figura 5-7).

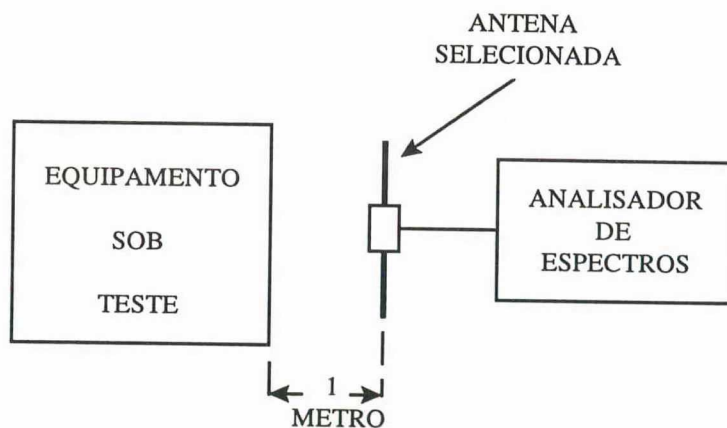


Figura 5-7: Análise espectral do equipamento sob teste (Paperman & David, 1996).

5.5 ANÁLISE NO CENTRO CIRÚRGICO DE UM HOSPITAL

A avaliação da “poluição eletromagnética” existente nos centros cirúrgicos, com uma atenção especial ao comportamento da maior fonte geradora de interferências, ou seja, à unidade eletrocirúrgica, visa à obtenção dos subsídios necessários para a implementação de soluções que visem à redução dos problemas de

interferência eletromagnética entre equipamentos.

Diante desse contexto, Ji (1993) realizou um estudo em vários centros cirúrgicos de um hospital americano¹⁵, o qual visou à quantificação das emissões eletromagnéticas provenientes de uma unidade eletrocirúrgica (Modelo FORCE 4 produzido pela Valleylab) e dos demais equipamentos existentes no mesmo ambiente (conforme Figura 5-8).

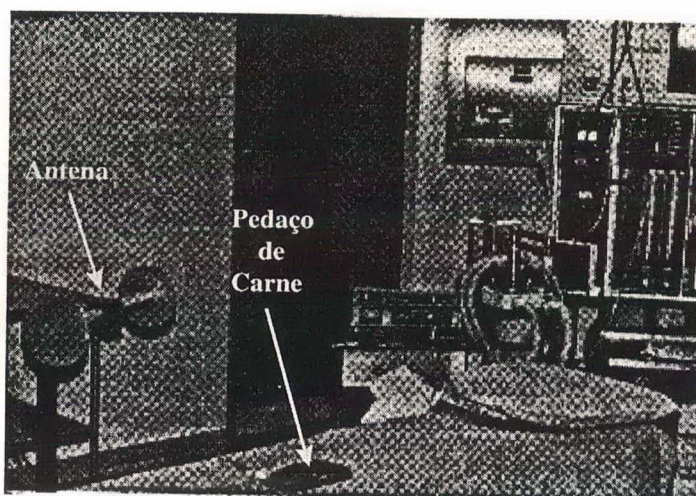


Figura 5-8: Análise espectral no centro cirúrgico (Ji, 1993).

Para a simulação do comportamento da UEC durante os procedimentos cirúrgicos, Ji (1993) fez o equipamento funcionar em cada um dos seus três modos de operação (corte, coagulação e misturado) e com níveis de potência oscilando entre 35 watts (nível indicado para microcirurgias) e 300 watts (nível indicado para cirurgias complexas). Dessa forma, mediante a colocação do eletrodo ativo em contato com um pedaço de carne utilizado para simular o tecido do paciente, suas emissões eletromagnéticas foram quantificadas por um sistema constituído por uma antena (*broadband dipole antenna*) e por um analisador de espectros.

¹⁵ Centro Médico dos Veteranos de Guerra localizado em Fargo, North Dakota (Estados Unidos).

Para que fosse possível a avaliação das amplitudes de várias harmônicas constituintes do espectro do sinal gerado pela UEC nos vários modos de operação, foram utilizadas antenas do tipo *H-field*, para a medição da força do campo magnético gerado para frequências inferiores a 30 MHz, e do tipo dipolo¹⁶ (*broadband dipole*), para a medição da força do campo elétrico para frequências compreendidas entre 750 kHz e 200 MHz. A colocação do analisador de espectros em salas adjacentes aos centros cirúrgicos garantiu que suas emissões eletromagnéticas não fossem captadas pela antena juntamente com emissões provenientes dos demais equipamentos, cuidado necessário para a validação dos resultados (Ji, 1993).

Com essa metodologia de ensaios, foi obtido o espectro eletromagnético dos sinais gerados pela UEC no modo de corte, de coagulação e misturado para frequências compreendidas entre 750 kHz (frequência fundamental do sinal eletrocirúrgico) e 200 MHz, os quais foram captados por uma antena colocada a um metro da UEC.

A análise espectral resultou na constatação da existência de campos elétricos cujas amplitudes variavam de 30 dB μ V/m a 153 dB μ V/m (0,03 mV/m a 44,4 V/m) para as frequências compreendidas entre 750 kHz e 200 MHz. Além disso, constatou-se que o campo elétrico máximo foi obtido na frequência de 750 kHz, com a UEC operando no modo corte e com máxima potência de saída.

A partir dos dados referentes à quantificação das emissões existentes no ambiente em que foram realizados os testes, constatou-se que os níveis de emissão são bastante baixos quando a UEC não está em operação, atingindo valores inferiores a

¹⁶ Antenna Research Associates PDA - 120/A, uma antena calibrada para uso na faixa de frequências compreendida entre 1 kHz e 200 MHz (Nelson & Ji, 1994).

0,6 mV/m.

5.5.1 Análise das Medições Realizadas por Ji (1993)

Segundo Paul (1992), para que uma antena do tipo dipolo possa captar com a máxima eficiência um sinal eletromagnético, o seu comprimento deve ser equivalente à metade (1/2) do comprimento de onda¹⁷ (λ) deste sinal. Portanto, para que uma antena do tipo dipolo pudesse captar a frequência fundamental (750 kHz) do sinal gerado pela UEC, seu comprimento deveria ser da ordem de duzentos metros ($\frac{1}{2} \times \frac{300 \times 10^3 \text{ m/s}}{750 \text{ Hz}}$). A utilização de antenas com comprimentos superiores a três metros para a análise da compatibilidade eletromagnética seria absurda e, certamente, a antena utilizada por Ji (1993) não tinha dimensões da ordem de duzentos metros.

Existem, entretanto, algumas antenas do tipo dipolo que são projetadas para a captação de emissões com um espectro bastante largo de frequências. Nessas (ver Figura 5-9), denominadas *broadband dipole antennas*, são incluídos fios adicionais nas extremidades dos dipolos, os quais aumentam o seu comprimento elétrico efetivo, o que permite a captação de sinais com frequências mais baixas (Kolias et al. in Dorf, 1995).



Figura 5-9: Antena dipolo do tipo Broadband (Kolias et al. in Dorf, 1995).

¹⁷ Obtido a partir de $\lambda = \frac{c}{f}$, onde “c” é a velocidade da luz (300×10^6 m/s) e “f” é a frequência do sinal.

A comparação entre a antena apresentada na Figura 5-9 e a antena utilizada para a captação das emissões no centro cirúrgico, mostrada na Figura 5-10, sugere que Ji (1993) utilizou uma antena semelhante para um dos propósitos de seu trabalho, ou seja, para a análise das emissões de mais baixa frequência da UEC.

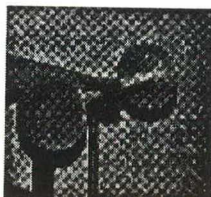


Figura 5-10: Antena dipolo utilizada por Ji (1993).

A banda de frequências escolhida para os testes realizados por Ji (1993) representa outra dúvida que surge a partir da análise de seu trabalho, pois nele foi afirmado que os problemas de interferência eletromagnética devido à operação das UEC devem-se às elevadas amplitudes dos sinais de mais baixa frequência, os quais poderiam ser radiados no ambiente e captados por outros equipamentos. Entretanto, as normas de compatibilidade eletromagnética dos equipamentos eletromédicos¹⁸ sugerem que as emissões se propagam por radiação apenas na faixa de frequências que se estende de 30 MHz a 1 GHz, não estipulando limites de emissão para as baixas frequências, faixa considerada pelas normas de emissões conduzidas.

Kimmel¹⁹, porém, acredita que sinais de mais baixa frequência também podem causar problemas de interferência devido à propagação por radiação, dependendo, para tanto, de suas amplitudes. Como a amplitude dos sinais de baixa frequência gerados pelas UEC é bastante elevada (na ordem de 44 V/m), eles podem

¹⁸ Ver capítulo 3.

¹⁹ Esta informação foi obtida através de um e-mail enviado por William D. Kimmel, um dos autores do livro *Electromagnetic Compatibility in Medical Equipment- A guide for designers and installers*.

causar interferência em outros equipamentos, tanto por radiação quanto por condução. Além disso, normas de CEM militares já consideram a probabilidade da existência de problemas de interferência causados por emissões radiadas de baixa frequência; por isso, estipula limites para frequências bem inferiores a 30 MHz, o que, segundo Fenical (1997), deve ser considerado nas próximas normas de CEM de equipamentos eletromédicos.

5.6 ANÁLISE REALIZADA NO INEP

Um dos propósitos deste trabalho foi a quantificação das emissões eletromagnéticas geradas por unidades eletrocirúrgicas, de forma semelhante à realizada por Ji (1993) nos centros cirúrgicos de um hospital americano. Entretanto, diferentemente do que foi proposto e feito por Ji (1993), procurou-se analisar apenas a unidade eletrocirúrgica, sem levar em conta o comportamento dos demais equipamentos eletromédicos existentes no centro cirúrgico.

Além disso, houve uma preocupação quanto à avaliação das emissões conduzidas pela UEC através da rede elétrica, o que não foi realizado por Ji (1993), que analisou apenas as emissões radiadas pela UEC e pelos demais equipamentos.

5.6.1 *Características do Local de Testes*

A quantificação das emissões da unidade eletrocirúrgica foi realizada no Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética (mostrado na Figura 5-11) localizado no Instituto de Eletrônica de Potência -Inep-, um grupo de pesquisas do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. Este laboratório consiste numa sala de, aproximadamente, 15 m², tendo 4,35 m de comprimento e 3,30 m de largura. A sala não tem qualquer blindagem especial que impeça a influência

de sinais externos nas medições de compatibilidade eletromagnética ali realizadas.

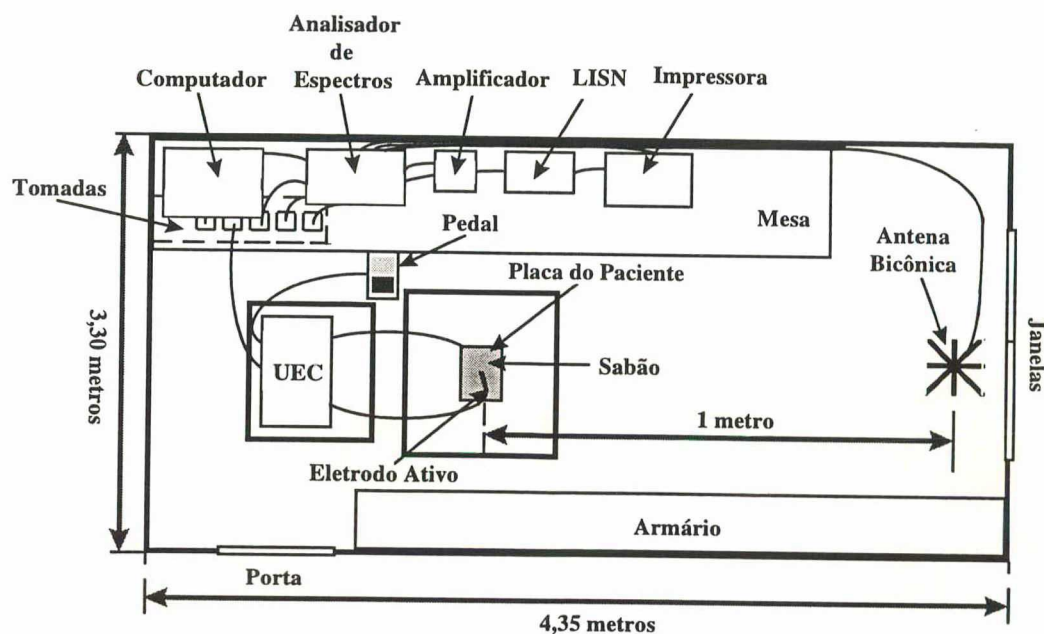


Figura 5-11: Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética (LCE) do Inep.

A Figura 5-12 apresenta uma fotografia do laboratório, na qual se observa a disposição de todos os equipamentos utilizados para a quantificação das emissões eletromagnéticas da unidade eletrocirúrgica, bem como a distância entre estes.

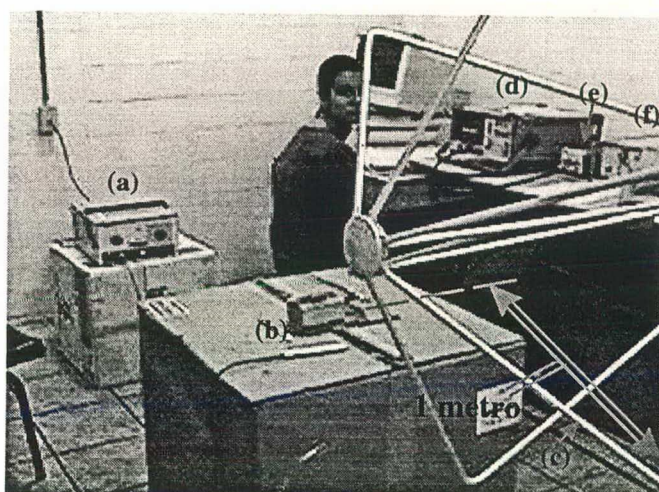


Figura 5-12 - (a) UEC; (b) eletrodos; (c) antena; (d) anal. espec.; (e) amplificador; (f) LISN.

Com base nas Figuras 5-11 e 5-12, percebe-se que todos os equipamentos utilizados para a realização dos testes se encontram dentro do laboratório juntamente com o equipamento sob teste e a antena escolhida. Essa situação faz com que os resultados da quantificação das emissões não reflitam apenas o comportamento da unidade eletrocirúrgica, uma vez que a antena também capta as emissões externas e dos equipamentos de teste²⁰.

5.6.2 Equipamentos Utilizados

O Centro Cirúrgico do Hospital Universitário -HU-, da Universidade Federal de Santa Catarina, possui quatro salas, cada uma delas equipada com uma unidade eletrocirúrgica específica. Dentre as quatro UEC pertencentes ao HU, existem duas de fabricação nacional (Deltronix-Modelo B-3600 A), uma de fabricação americana (Valleylab-Modelo FORCE 2) e uma de fabricação alemã (Elektrotom-Modelo 500 BF).

Devido a sua maior disponibilidade e ao interesse em analisar um equipamento de fabricação nacional, as medições foram realizadas sobre a UEC “modelo B-3600 A” (Deltronix) (Figura 5-13).



Figura 5-13: Deltronix - modelo B-3600 A (UEC testada).

²⁰ Computador, analisador de espectros, amplificador, LISN e impressora.

Para a simulação do tecido biológico sujeito à ação das correntes eletrocirúrgicas, foi utilizado um pedaço de sabão, diferentemente do que foi feito por Ji (1993), que utilizou um pedaço de carne para esse propósito. A utilização do sabão não implica problemas quanto à validação dos resultados, uma vez que a potência de saída da UEC estudada não varia com a impedância do tecido, característica que impossibilitaria a adoção do sabão para os testes.

As medições das emissões geradas pela UEC foram realizadas com o auxílio do analisador de espectros modelo HP²¹ 8591 EM (*EMC Analyser*), do amplificador 8447 F OPT H 64 , do dispositivo LISN (modelo 3810/2), apresentados na Figura 5-14, e de um limitador de transientes (*transient limiter*) modelo 11947 A.

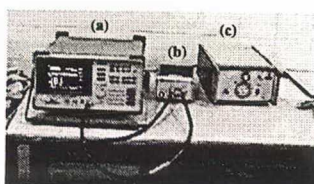


Figura 5-14: (a) analisador de espectros; (b) pré-amplificador; (c) LISN.

Para a captação das emissões radiadas, foi utilizada uma antena do tipo bicônica (*broadband biconical antenna*), da EMCO Modelo N° 93110B, mostrada nas Figuras 5-16 e 5-20. A análise das emissões conduzidas foi realizada com o dispositivo LISN, conectado ao analisador de espectros através de um limitador de surtos na rede elétrica (*transient limiter*), conforme pode ser observado na Figura 5-15.

As análises espectrais resultantes das emissões radiadas e conduzidas foram apresentadas a partir de gráficos gerados por uma impressora modelo HP 660 C, conectada diretamente ao analisador de espectros.

²¹ Hewlett Packard.

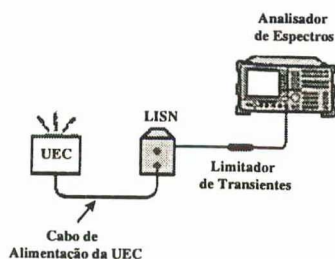


Figura 5-15: Dispositivos utilizados para a medição das emissões conduzidas.

5.6.3 Análise das Emissões Radiadas

Os testes das emissões radiadas pela UEC foram realizados segundo os procedimentos sugeridos pela FCC²² na norma intitulada *FCC/OST MP-4 FCC Methods of Measurement of Radio Noise Emissions from Computing Devices*, que é bastante semelhante à norma CISPR 22, adotada para a avaliação das emissões de equipamentos eletromédicos (Paul, 1992). Apesar de estas normas sugerirem distâncias de teste (entre a antena e o equipamento sob teste) compreendidas entre três e dez metros, a maioria das medições foram realizadas a um metro da antena, uma vez que nos centros cirúrgicos os equipamentos operam bastante próximos entre si.

Segundo essas normas, as medições que visam à verificação da conformidade dos equipamentos com as normas de compatibilidade eletromagnética devem ser conduzidas em locais especiais²³, para que as emissões oriundas de outros equipamentos não interfiram nos resultados. Entretanto, como o objetivo deste trabalho não é a verificação da conformidade de um equipamento para fins comerciais, os testes foram conduzidos em uma sala inapropriada, onde emissões de outros equipamentos

²² *Federal Communications Commission* é uma entidade americana responsável pela elaboração de normas para equipamentos de radiodifusão.

²³ Apresentados no capítulo 3 deste trabalho.

(inclusive do analisador de espectros) foram computadas juntamente com as oriundas das UEC.

Para levar em conta o aspecto apresentado no parágrafo anterior, foram realizadas análises espectrais com a UEC ligada e desligada, o que permitiu uma certa distinção entre os sinais oriundos da UEC e de outros equipamentos. Entretanto, este procedimento foi apenas paliativo, não solucionando por completo o problema da influência de outras emissões nos resultados levantados.

As normas referentes à compatibilidade eletromagnética das unidades eletrocirúrgicas estipulam limites apenas para a UEC operando em modo *stand-by*, ou seja, ligada mas sem estar cortando ou coagulando os tecidos²⁴. Além disso, durante o corte e coagulação dos tecidos, a amplitude dos campos elétricos gerados pela UEC aumenta à medida que há um aumento da sua potência de saída. Por isso, foram realizados testes com a UEC:

- desligada (para a avaliação das emissões de outros equipamentos);
- em modo *stand-by*;
- operando no modo corte, com potências de saída de 120 watts e 200 watts;
- operando no modo coagulação, com potências de saída de 50 watts e 70 watts;
- operando no modo misturado (*blend 2*), com potências de saída de 120 watts e 200 watts.

5.6.3.1 Antena Utilizada

Para que fosse possível a comparação entre as emissões geradas pela UEC estudada e as normas de compatibilidade eletromagnética para emissões radiadas,

²⁴ Ver “Normas Técnicas de Compatibilidade das Unidades Eletrocirúrgicas”.

as quais sugerem a análise espectral para uma faixa de frequências compreendida entre 30 MHz e 1 GHz (ver Figura 5-4), foi utilizada uma antena do tipo bicônica²⁵ (apresentada nas Figuras 5-16 e 5-20). A escolha desta antena justificou-se por ela captar sinais compreendidos entre 30 MHz e 300 MHz, ou seja, dentro dos limites estabelecidos por norma para emissões radiadas (30 MHz a 1 GHz).

A antena em questão foi colocada a um metro do equipamento sob teste para a maior parte das medições. Entretanto, para que fosse comprovada a atenuação do campo elétrico à medida que se aumenta a distância entre a fonte e o receptor das emissões, foram realizadas algumas medições com a antena colocada a aproximadamente três metros da fonte emissora, as quais comprovaram a atenuação da força do campo elétrico²⁶.

As normas citadas anteriormente determinam, além das distâncias de medição, que as avaliações sejam realizadas com a antena colocada em posição vertical (polarização vertical) e em posição horizontal (polarização horizontal) em relação ao solo, o que permite a obtenção da maior componente do campo elétrico gerado pela UEC.

5.6.3.2 Medições com Polarização Horizontal

A análise espectral feita com a antena colocada a um metro do eletrodo ativo da unidade eletrocirúrgica e em posição horizontal foi realizada conforme a Figura 5-16. Com este procedimento, obteve-se a máxima emissão gerada pela UEC em polarização horizontal.

²⁵ Broadband Biconical Antenna.

²⁶ Ver anexos.

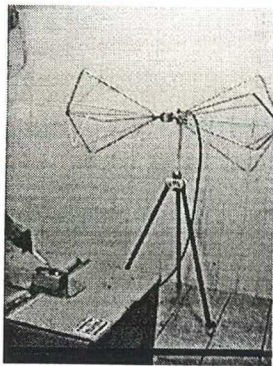


Figura 5-16: Análise com a antena em polarização horizontal (UEC cortando).

As Figura 5-17, Figura 5-18 e Figura 5-19 apresentam o resultado das análises espectrais dos sinais gerados pela UEC estudada. O analisador de espectros permite a realização de uma comparação entre os limites (linhas contínuas) sugeridos por norma e o espectro dos sinais captados. A grande variação do espectro eletromagnético gerado pela unidade eletrocirúrgica após o seu acionamento (ver Figura 5-19) sugere a necessidade da elaboração de normas que prevêm as situações em que o equipamento está operando, o que não acontece na atualidade, pois as suas emissões devem respeitar os limites impostos por essas normas apenas quando o equipamento estiver em modo *stand-by*.

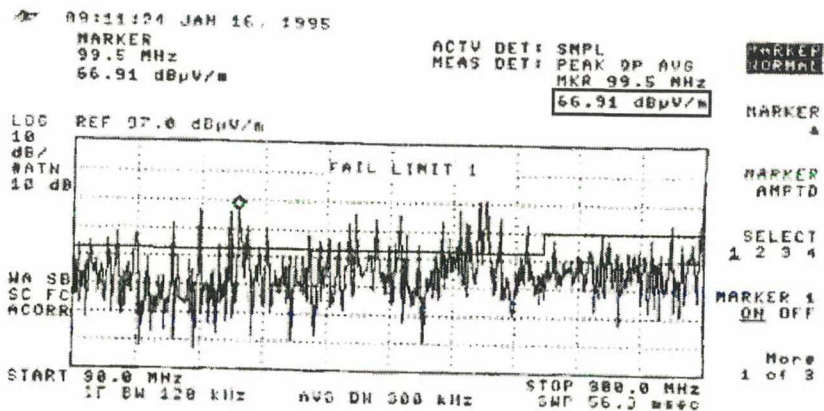


Figura 5-17: Análise espectral do ambiente (UEC desligada).

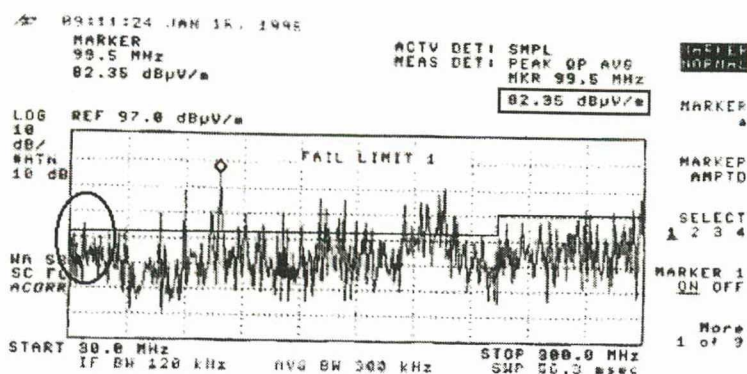


Figura 5-18: Análise espectral com a UEC em modo stand-by.

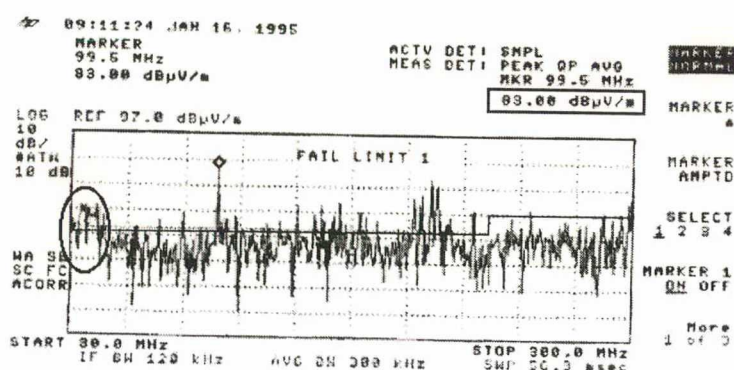


Figura 5-19: Análise espectral com a UEC em modo corte (200 watts).

Pelos gráficos apresentados, observam-se valores máximos de campo elétrico oscilando entre 66,91 dBμV/m, obtido durante a análise espectral do ambiente, e 83 dBμV/m, valor observado durante o funcionamento da UEC em modo corte, com uma potência de saída de 200 watts. Além disso, inúmeras componentes do sinal captado têm suas amplitudes maiores do que aquelas estipuladas pelos limites de emissão.

Quando a UEC entrou em operação, gerando o faiscamento necessário para o corte dos tecidos, houve um aumento da amplitude do campo elétrico das componentes de mais baixa frequência captadas pela antena (ver círculos de destaque nas Figura 5-18 e Figura 5-19), o que fez com que os limites de emissão para essas

freqüências fossem ultrapassados. As amplitudes das componentes de mais alta freqüência sofreram pequenas variações, uma vez que há uma atenuação nessas amplitudes à medida que as componentes se afastam da freqüência fundamental (em torno de 500 kHz) do sinal gerado pela UEC.

Apesar da atenuação observada nas amplitudes das harmônicas de mais alta freqüência do sinal, a verificação de alterações de amplitude para freqüências em torno de 30 MHz, ou seja, para sinais próximos a 150^o harmônica do sinal gerado pela UEC, permite qualificar as UEC como grandes fontes emissoras de ondas eletromagnéticas. O resultado das análises espectrais realizadas em outras condições são apresentados nos anexos deste trabalho.

5.6.3.3 Medições com Polarização Vertical

Os testes realizados com a antena colocada em posição vertical em relação ao solo foram conduzidos conforme a Figura 5-20.

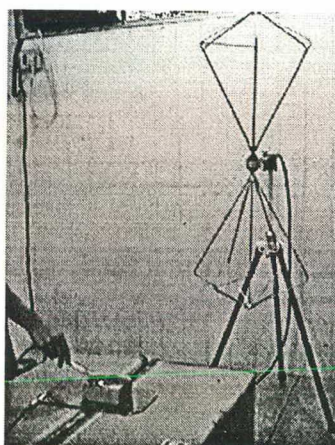


Figura 5-20: Análise com a antena em polarização vertical (UEC cortando).

As análises espectrais com a UEC operando em várias condições e com a antena em polarização vertical são apresentadas nos anexos deste trabalho. Conforme os anexos, as componentes do campo elétrico que se propagam na direção vertical

(polarização vertical) em relação à fonte têm amplitudes menores do que as componentes horizontais (polarização horizontal).

5.6.4 Análise das Emissões Conduzidas

A medição das emissões conduzidas pelas UEC através da rede elétrica é realizada com o auxílio de um dispositivo LISN²⁷ conectado ao analisador de espectros e à UEC, conforme a Figura 5-21.



Figura 5-21: Medição das emissões conduzidas.

A medição das emissões conduzidas foi, assim como no caso da avaliação das emissões radiadas, realizada com a UEC:

- desligada;
- em modo *stand-by*;
- operando no modo corte, com potências de saída de 30 watts, 120 watts e 200 watts;
- operando no modo coagulação, com potências de saída de 50 watts e 70 watts;
- operando no modo misturado (*blend 2*), com potências de saída de 30 watts, 120 watts e 200 watts.

A comparação entre os limites de emissões conduzidas e o espectro do

²⁷ O princípio de funcionamento do LISN é explicado no capítulo 3.

sinal gerado pela UEC avaliada, em modo *stand-by*, é apresentada na Figura 5-22.

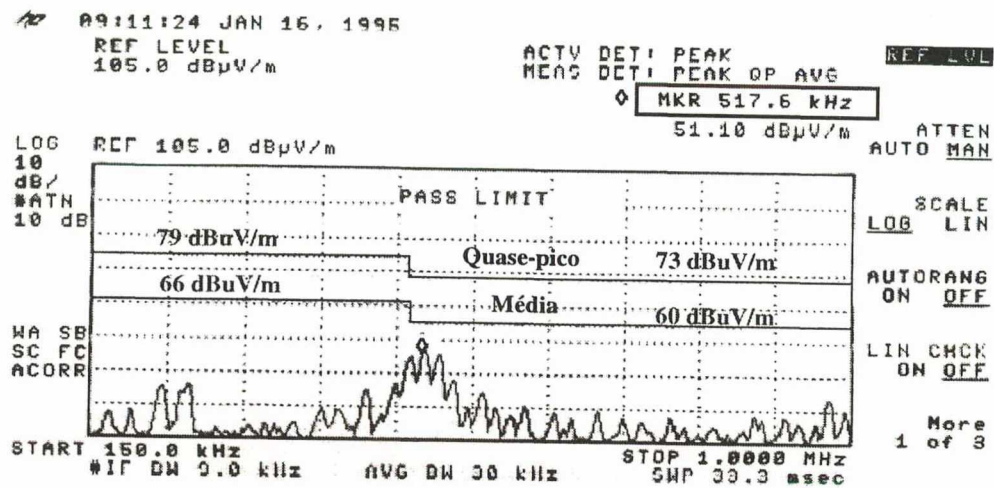


Figura 5-22: Emissões conduzidas por uma UEC em modo stand-by.

A análise espectral das emissões conduzidas pela UEC em modo *stand-by* mostra que suas amplitudes são inferiores aos limites estipulados por norma. Além disso, observa-se que a máxima amplitude do sinal conduzido pela UEC através da rede elétrica é de 51,10 dBμV/m e ocorre na sua frequência fundamental de operação, ou seja, em torno de 517,6 kHz.

O simples acionamento do pedal responsável pela ativação da UEC em um dos modos de operação (corte, coagulação ou misturado) provoca a emissão, através da rede elétrica, de um sinal cujo espectro é apresentado na Figura 5-23.

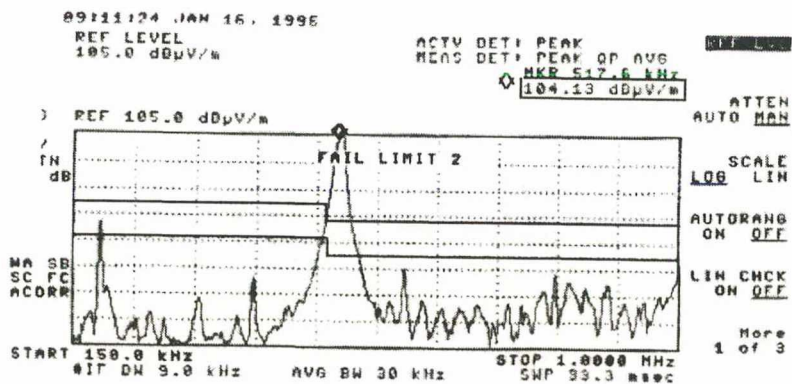


Figura 5-23: Emissões conduzidas após o acionamento do pedal da UEC.

Pelo espectro apresentado após o acionamento da UEC, constata-se que a nova amplitude (104,13 dB μ V/m) da frequência fundamental do sinal emitido ultrapassa em cerca de 30 dB o limite imposto pela norma de emissões conduzidas (73 dB μ V/m). Algumas componentes de mais baixa frequência também têm suas amplitudes consideravelmente alteradas, ultrapassando, muitas vezes, os limites de norma.

O aumento exagerado da amplitude das emissões conduzidas pela UEC quando de seu acionamento sugere que esses dispositivos sejam alimentados por circuitos diferentes daqueles que alimentam os demais equipamentos existentes no centro cirúrgico. Dessa forma, garante-se a redução das interferências eletromagnéticas provocadas pelas emissões conduzidas através da rede elétrica pelas UEC.

5.7 ALTERNATIVAS PARA A REDUÇÃO DAS INTERFERÊNCIAS

O ambiente em que são realizados os procedimentos cirúrgicos é bastante complexo do ponto de vista da compatibilidade eletromagnética, uma vez que inúmeros equipamentos devem funcionar satisfatoriamente ao mesmo tempo. Isso exige que o corpo médico e os engenheiros clínicos estejam cientes dos problemas de interferência que podem surgir durante tais procedimentos, bem como a respeito de algumas alternativas que podem minimizar esses efeitos indesejados.

Os cuidados referentes à compatibilidade eletromagnética devem ser tomados desde a fase de projeto das instalações elétricas das salas em que serão realizados os procedimentos cirúrgicos. É conveniente que o projetista das instalações elétricas garanta que, numa sala cirúrgica, alguns circuitos elétricos sejam agrupados de maneira a diminuir o nível de interferências nos equipamentos de monitorização cardíaca e de outros sinais biológicos, os quais são extremamente suscetíveis a esses

problemas.

Os circuitos que alimentam as unidades eletrocirúrgicas, as serras e as máquinas de perfusão²⁸, todos grandes geradores de interferências, devem ser projetados com as tomadas separadas das que serão usadas em equipamentos de monitorização, principalmente cardíaca e de pressão sangüínea (Santana, 1996).

Dessa forma, os circuitos que alimentam equipamentos geradores de interferência devem, sempre que possível, ser alimentados por fases diferentes daquelas que alimentam os circuitos destinados a aparelhos de monitorização, obtendo-se com isso uma redução do nível de interferência entre aparelhos. Isso se deve à facilidade de propagação da energia eletromagnética através da rede elétrica (propagação por condução) e às elevadas amplitudes das emissões conduzidas pelas UEC²⁹.

Assim, por exemplo, se as tomadas destinadas à alimentação das unidades eletrocirúrgicas forem as fases “R” e “S”, deve-se procurar alimentar os equipamentos de monitorização com a fase “T”, sendo desejável que este padrão seja adotado em todas as salas cirúrgicas. Esse procedimento, além de prevenir interferências entre equipamentos, previne interferências entre salas (Santana, 1996).

A energia radiada através dos cabos de alimentação dos equipamentos é emitida de forma perpendicular ao cabo. Por isso, a suscetibilidade às ondas eletromagnéticas geradas é máxima quando os cabos dos equipamentos são colocados de forma paralela entre si. A interferência poderá, dessa forma, ser minimizada através da colocação dos cabos de forma que fiquem perpendiculares entre si (Benders, 19--).

O ideal, entretanto, é que os cabos de alimentação dos equipamentos

²⁸ Equipamentos que mantêm a circulação sangüínea durante cirurgias cardíacas.

²⁹ Ver item “Análises Realizadas no INEP”.

utilizados durante procedimentos cirúrgicos sejam blindados, o que garante que os níveis de energia eletromagnética emitidos e recebidos pelos mesmos sejam os menores possíveis. Os profissionais que trabalham nos centros cirúrgicos devem, também, procurar afastar os cabos de alimentação das unidades eletrocirúrgicas dos cabos de alimentação dos monitores de sinais biológicos. Com isso, a emissão radiada através dos cabos de alimentação das UEC atingirá os cabos de alimentação dos monitores com menores intensidades, garantindo a diminuição da interferência (Benders, 19--).

O mesmo cuidado deve ser tomado em relação à distância entre as UEC e os monitores. A interferência eletromagnética diminuirá consideravelmente caso se aumente a distância entre esses equipamentos. A blindagem³⁰ dos equipamentos também diminui a interferência eletromagnética entre eles, mas implica gastos muitas vezes inaceitáveis para os hospitais.

Outra forma de garantir a redução das emissões radiadas consiste em procurar utilizar as menores potências de saída das unidades eletrocirúrgicas para cada procedimento cirúrgico. Por essa razão, deve ser dada preferência à utilização do modo bipolar de funcionamento das unidades eletrocirúrgicas nos procedimentos em que ele pode ser utilizado, uma vez que tal modo de operação garante as menores potências de saída das UEC (Benders, 19--).

Caso seja utilizado o modo monopolar de funcionamento da UEC, deve-se tomar um cuidado especial quanto à colocação do eletrodo de retorno no paciente, que deve ser colocado preferencialmente sob o local da cirurgia. Isso garantirá os melhores efeitos cirúrgicos, sem um aumento desnecessário da potência de saída da

³⁰ Ver capítulo 2.

UEC, o que diminuirá as interferências em outros equipamentos (Benders, 19--).

Conforme citado anteriormente, à medida que são aumentadas as frequências dos sinais emitidos por unidades eletrocirúrgicas, os cabos conectados aos equipamentos passam a atuar como “antenas”, que podem tanto emitir quanto captar ondas eletromagnéticas. Por esse motivo, o cabo que liga a unidade eletrocirúrgica ao eletrodo ativo deve ser o mais curto possível, para que emita os menores níveis possíveis de radiação. A utilização de unidades eletrocirúrgicas móveis ou suspensas pelo teto garante a maior proximidade entre a unidade eletrocirúrgica e o paciente, encurtando o tamanho do cabo em questão e reduzindo as interferências (Uylings & van Himbergen, 1978). Segundo Kimmel³¹, poderia-se, inclusive, implementar modificações no aspecto construtivo dos eletrodos das unidades eletrocirúrgicas, uma vez que os mesmos também podem atuar como “antenas”.

O sinal gerado durante procedimentos de coagulação³² apresenta um espectro de frequências bastante amplo em virtude de seu comportamento intermitente e amortecido. Esta banda larga de frequências aumenta a probabilidade da ocorrência de interferências entre equipamentos. Por isso, alguns fabricantes de unidades eletrocirúrgicas sugerem a utilização de ondas de corte (contínuas e não moduladas) com menores potências de saída, aplicadas de forma intermitente, as quais, por apresentarem um espectro de frequências menos amplo, causam menos interferências eletromagnéticas.

Por fim, as normas referentes à segurança dos equipamentos cirúrgicos de

³¹ A informação contida nesta frase foi obtida através de um *e-mail* enviado por William D. Kimmel, um dos autores do livro *Electromagnetic compatibility in medical equipment - A guide for designers and installers*, referenciado neste trabalho.

³² Ver capítulo 4.

alta frequência sugerem que estes operem em frequências diferentes daquelas destinadas às comunicações internacionais de emergência (por exemplo, 500 ± 5 kHz). Dessa forma, a unidade eletrocirúrgica não provocará interferências nas comunicações (ABNT, 1995).

5.8 RESUMO

A análise espectral dos sinais gerados pelas unidades eletrocirúrgicas é a principal ferramenta disponível para a verificação da conformidade destes equipamentos com as normas de compatibilidade eletromagnética existentes. Diante desse contexto, a medição das emissões eletrocirúrgicas, proposta como um dos objetivos deste trabalho, representa o primeiro passo a ser adotado para a redução dos problemas de compatibilidade eletromagnética nos centros cirúrgicos.

Alguns resultados dos ensaios de quantificação das emissões eletrocirúrgicas realizados no Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética do Inep (UFSC) foram apresentados e discutidos ao longo deste capítulo. Com base na análise dos resultados e de outros estudos referentes ao tema, propuseram-se algumas alternativas para a redução das interferências eletromagnéticas entre equipamentos.

6. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

As ondas eletromagnéticas geradas a partir do funcionamento dos equipamentos eletroeletrônicos podem se propagar no ambiente através de meios condutores, como a rede elétrica de alimentação, ou através do ar. Essa característica faz com que todos os equipamentos existentes em determinado ambiente compartilhem sinais eletromagnéticos que podem ser nocivos à sua funcionalidade. Quando o ambiente em questão é o centro cirúrgico de um hospital, local onde equipamentos são utilizados para garantir a monitorização e o suporte à vida dos pacientes, problemas advindos de interferências eletromagnéticas entre estes devem ser evitados ao máximo.

A realidade apresentada no parágrafo anterior justifica o objetivo principal deste trabalho, ou seja, o estudo do comportamento das unidades eletrocirúrgicas, uma das maiores fontes emissoras de ondas eletromagnéticas existentes no centro cirúrgico. A análise espectral dos sinais emitidos por estes equipamentos é a melhor forma de avaliar o seu comportamento frente aos demais equipamentos eletroeletrônicos existentes no mesmo ambiente, uma vez que, a partir da quantificação das emissões eletromagnéticas, pode-se realizar uma comparação com normas técnicas referentes à compatibilidade eletromagnética.

As diversas normas técnicas existentes na atualidade devem ser respeitadas pelos fabricantes de equipamentos eletroeletrônicos, já que garantem a confiabilidade destes equipamentos quanto aos seus aspectos funcionais e de segurança. Nesse sentido, as normas de compatibilidade eletromagnética existem para impedir que determinado equipamento cause problemas a outros dispositivos ou tenha a sua

funcionalidade comprometida quando exposto às emissões eletromagnéticas.

Para verificar a conformidade de seus produtos com as normas de CEM, os fabricantes de equipamentos eletroeletrônicos os submetem a rígidos testes realizados em locais especiais (câmaras semi-aneecóicas¹) e com equipamentos bastante sofisticados. Segundo Ward², as unidades eletrocirúrgicas geralmente falham quando submetidas a esses testes, sendo esperada uma taxa de falha em torno de 80 % para tais equipamentos.

Em razão das limitações financeiras que inviabilizaram a implementação de uma estrutura de testes que respeitasse as características pertinentes aos laboratórios credenciados para a realização de testes de conformidade, o propósito desta pesquisa foi a realização de medições preliminares simples, capazes de comprovar o comportamento eletromagnético permissivo das unidades eletrocirúrgicas.

Para a concretização do objetivo proposto, os testes foram realizados por equipamentos (analisador de espectros, amplificador, LISN e antena) idênticos àqueles usados em laboratórios sofisticados, entretanto a forma de realização dos testes e o local onde estes se efeturam não respeitaram as normas de ensaio existentes. Por esta razão, ainda que os resultados obtidos não reflitam com fidelidade o comportamento das unidades eletrocirúrgicas, fornecem subsídios que permitem qualificá-las como grandes fontes de interferência eletromagnética em outros equipamentos. Além disso, ao longo deste trabalho³, forneceram-se referências que indicam a metodologia de testes que deve ser adotada para a avaliação das emissões eletromagnéticas, as quais permitem que

¹ Ver capítulo 3.

² As informações contidas neste parágrafo foram obtidas através de um *e-mail* enviado por Dennis Ward, engenheiro do Laboratório CK (CK Laboratories), um dos laboratórios americanos credenciado para a realização de testes de CEM de equipamentos eletromédicos.

³ Ver capítulos 3 e 5.

ensaios futuros mais convincentes sejam realizados com sucesso.

Os testes foram conduzidos em uma sala comum, local bem diferente das câmaras semi-aneecóicas que evitam a influência nos resultados de emissões eletromagnéticas diferentes daquelas oriundas do equipamento sob teste. Por causa da simplicidade da sala de testes escolhida, a antena captou, além das emissões radiadas pela unidade eletrocirúrgica (equipamento sob teste), as emissões externas ao ambiente em que foram realizados os testes. Da mesma forma, o fato de o analisador de espectros ter sido colocado dentro da sala de testes fez com que a antena captasse os sinais por ele emitidos, o que contribuiu ainda mais para a variabilidade dos resultados.

Apesar das dificuldades na forma de realização dos testes, a variação perceptível do espectro eletromagnético⁴ do ambiente após o acionamento da unidade eletrocirúrgica constatou a hipótese de que grande parte dos problemas de interferência eletromagnética durante procedimentos cirúrgicos advêm das emissões desses equipamentos. Além disso, a comprovação dessa hipótese baseia-se em outros trabalhos referentes à análise das UEC (Yelderman et al., 1983), (Webster et al., 1985), (Benders, 19--), (Ji, 1993), (Nelson & Ji, 1994), (Hermini, 1996), (Boivin et al., 1997) e em informações fornecidas por profissionais que atuam no Hospital Universitário da UFSC, as quais indicam que a maioria dos problemas de IEM ocorrem sobre equipamentos de monitorização (como os monitores de ECG).

As emissões radiadas, conforme mencionado anteriormente, foram captadas por uma antena do tipo bicônica (*broadband biconical antenna*), que opera numa faixa compreendida entre 30 MHz e 300 MHz. Esta foi escolhida por estar

⁴ Ver anexos e capítulo 5.

disponível no laboratório e por causa das normas de emissões radiadas, as quais estipulam limites de emissão para sinais compreendidos entre 30 MHz e 1 GHz.

A variação do espectro eletromagnético após o acionamento da UEC foi observada nas frequências mais baixas captadas pela antena, ou seja, em torno de 30 MHz. Isso é perfeitamente justificável uma vez que o equipamento testado (UEC da Deltronix - Modelo B-3600 A) opera com uma frequência fundamental bastante baixa (500 kHz) em relação à faixa de frequências captada pela antena e, quanto maior a frequência da harmônica do sinal captado, menor a sua amplitude.

Como os sinais com frequência em torno de 30 MHz estão próximos à 150ª harmônica do sinal gerado pela UEC, suas amplitudes são muito baixas, o que dificulta a captação por parte da antena e, por conseguinte, a avaliação do analisador de espectros. Por outro lado, o fato de ter sido perceptível a alteração do espectro reforça ainda mais a idéia de que as UEC são grandes fontes de energia eletromagnética e, por isso, extremamente capazes de interferir no funcionamento de outros equipamentos.

A comparação entre os resultados obtidos e os limites de compatibilidade eletromagnética, apesar de todas as limitações dos procedimentos de teste adotados, indica que as normas de CEM para equipamentos eletromédicos não são capazes de garantir a compatibilidade de grandes fontes emissoras de energia eletromagnética, como as UEC. Isso implica a necessidade da elaboração de limites de emissão específicos para as unidades eletrocirúrgicas, os quais devem levar em conta todas as suas formas de operação (em modo *stand-by* ou cortando e coagulando os tecidos), o que, segundo Silberberg⁵, é uma tarefa para um futuro ainda distante. Por essa razão,

⁵ Esse dado foi obtido através de um *e-mail* enviado por Jeff Silberberg, um dos estudiosos mais atuantes na elaboração de normas de CEM para equipamentos eletromédicos.

Boivin⁶ sugere que os equipamentos instalados no mesmo ambiente das UEC sejam projetados de forma a ter uma maior imunidade às emissões eletromagnéticas, o que garantirá a sua compatibilidade eletromagnética.

Apesar de a maioria dos estudiosos da área de compatibilidade eletromagnética creditarem às mais altas frequências a capacidade de propagação através do ar, Kimmel⁷ acredita que sinais de mais baixa frequência podem, caso tenham elevadas amplitudes, se propagar por radiação e prejudicar o funcionamento de outros equipamentos. Por essa razão, as normas militares, visando à proteção de equipamentos bastante sensíveis, estipulam limites de emissão radiada para baixas frequências⁸.

Uma vez que os sinais originados pelas unidades eletrocirúrgicas têm amplitudes bastante elevadas (podendo atingir níveis superiores a 1000 V) e os demais equipamentos existentes no centro cirúrgico são bastante suscetíveis à interferência eletromagnética (principalmente os conectados aos pacientes), podem ocorrer problemas de interferência devido à propagação radiada dos sinais de mais baixa frequência gerados pela UEC. Essa constatação justificou a análise realizada por Ji (1993), que verificou a amplitude das emissões de mais baixa frequência da UEC, as quais, conforme esperado, apresentaram níveis bastante elevados (na ordem de 44 V/m).

O fato de a antena (do tipo bicônica) utilizada neste projeto ter sido projetada para captar sinais com frequências compreendidas entre 30 MHz e 300 MHz

⁶ Essa informação foi obtida através de um *e-mail* enviado por W. S. Boivin, um dos autores do artigo "Measurement of electromagnetic field strengths in urban and suburban hospital operating rooms".

⁷ A informação contida neste parágrafo foi obtida através de um *e-mail* enviado por Willian D. Kimmel, um dos autores do livro *Electromagnetic compatibility in medical equipment - A guide for designers and installers*, referenciado neste trabalho.

⁸ Em torno de 150 kHz.

inviabilizou a análise de frequências mais baixas, não permitindo uma comparação com os resultados obtidos por Ji (1993), que utilizou uma antena passiva especial (*broadband dipole antenna*), projetada para operar numa faixa compreendida entre 1 kHz e 200 MHz.

Quanto à análise das emissões conduzidas pela UEC através da rede elétrica, os resultados obtidos são bastante satisfatórios e representam uma novidade em relação às pesquisas desenvolvidas na área (Ji, 1993), (Nelson & Ji, 1994), (Boivin et al., 1997), uma vez que, em nenhuma delas, houve uma preocupação em relação à avaliação dessas emissões. Em razão da maior facilidade em quantificar as emissões conduzidas, tarefa realizada com o auxílio de um dispositivo LISN, de um eliminador de transientes e de um analisador de espectros, esses testes conduziram a resultados mais satisfatórios do que os obtidos pela análise das emissões radiadas.

A análise espectral das emissões conduzidas pela UEC através da rede elétrica constata a existência de níveis elevados de energia conduzida quando do acionamento desses equipamentos, o que pode ser comprovado pelos anexos deste trabalho a partir de uma comparação entre as análises feitas antes e após o acionamento do equipamento em questão. Entretanto, devido à existência de filtros junto aos cabos de alimentação dos equipamentos suscetíveis às emissões e à exigência do projeto de instalações elétricas hospitalares que prevê circuitos independentes para a alimentação das UEC, os problemas de interferência eletromagnética por emissões conduzidas podem ser facilmente contornados.

As correntes de alta frequência que circulam através dos pacientes durante a ação das unidades eletrocirúrgicas representam uma outra forma de propagação conduzida das emissões destes equipamentos. Segundo o grupo responsável

pela elaboração das normas de segurança das unidades eletrocirúrgicas⁹, essa forma de propagação das emissões eletrocirúrgicas é a principal responsável pelos problemas de interferência eletromagnética em equipamentos conectados aos pacientes durante a ação das UEC.

Dentre os objetivos deste trabalho, não foi considerada a avaliação da forma de propagação da energia eletromagnética descrita no parágrafo anterior, o que implicaria a necessidade do uso de equipamentos de teste indisponíveis. Apesar disso, foram propostas no capítulo 5 algumas alternativas para a redução das interferências eletromagnéticas provocadas por esse tipo de emissão (Benders, 19--). Além das sugestões para a redução dos problemas de interferência eletromagnética sobre equipamentos conectados aos pacientes, foram propostas, no mesmo capítulo, outras formas de evitar os prejuízos na funcionalidade dos equipamentos existentes no centro cirúrgico por causa das emissões eletrocirúrgicas.

As medidas propostas, entretanto, são apenas paliativas, uma vez que não solucionam por completo o problema. Para que se garantisse mais seguramente a compatibilidade eletromagnética desses equipamentos, seria necessária a implementação de mudanças de projeto das UEC, as quais implicariam prejuízos à sua funcionalidade e inviabilizariam o seu uso clínico. Isso porque esses equipamentos geram, durante alguns procedimentos cirúrgicos, arcos voltaicos (faíscas), os quais se caracterizam por apresentar harmônicas de alta frequência que se propagam facilmente por radiação.

Pelo motivo descrito no parágrafo anterior, sugere-se o emprego de equipamentos com princípios de funcionamento diferentes para a realização de procedimentos cirúrgicos, como é o caso dos bisturis a *laser*, os quais já são utilizados

⁹ Grupo de trabalho 2 da IEC (International Electrotechnical Commission).

durante algumas cirurgias (Hausner, 1985 b). A viabilização do uso desses equipamentos em uma maior diversidade de procedimentos implicaria a necessidade da implementação de modificações no seu projeto, as quais aumentariam significativamente o seu custo. Além disso, caso fosse possível a eliminação dos efeitos permissivos do equipamento responsável pela realização dos procedimentos cirúrgicos, ainda existiriam problemas de compatibilidade eletromagnética nos centros cirúrgicos. Isso porque, conforme dados apresentados ao longo deste trabalho, as emissões eletromagnéticas oriundas dos diversos equipamentos podem somar-se, contribuindo para o agravamento dos problemas de interferência eletromagnética.

Diante desse contexto, para que fosse possível a redução a níveis aceitáveis dos problemas de interferência eletromagnética em hospitais, deveria haver uma avaliação de todos os equipamentos existentes no ambiente, o que viabilizaria a obtenção de alternativas para a redução de suas emissões eletromagnéticas. Entretanto, devido à complexidade dessa tarefa, deve-se tentar conviver da melhor forma possível com o problema, o que pode ser conseguido com a conscientização daqueles que lidam com os equipamentos eletromédicos a respeito das características funcionais destes. Nesse sentido, este trabalho contribui para a ampliação de informações valiosas a respeito de uma das maiores fontes de emissão eletromagnética existente nos hospitais.

6.1 Trabalhos Futuros

Como primeiro trabalho futuro, será interessante a avaliação do ambiente em que se encontra instalada a unidade eletrocirúrgica estudada, a partir da quantificação das emissões existentes em uma das salas do centro cirúrgico do hospital universitário da UFSC. Após esta avaliação preliminar, poder-se-á implementar algumas

das alternativas sugeridas para a redução dos problemas de interferência eletromagnética e realizar novos testes que comprovarão ou não a validade de tais sugestões.

Conforme citado, em virtude das condições disponíveis para a realização dos testes propostos, foram obtidos alguns resultados muito influenciados pelo ambiente de ensaios, os quais podem levar a interpretações errôneas a respeito do comportamento das UEC. Por isso, sugere-se, para trabalhos futuros, a realização da quantificação das emissões eletromagnéticas das UEC de acordo com as normas específicas de ensaio e em locais mais apropriados para estes (em câmaras semi-anecóicas). Estes testes, além disso, devem ser realizados com antenas semelhantes à utilizada por Ji (1993), ou seja, capazes de captar os sinais de mais baixa frequência das UEC.

Os testes de compatibilidade realizados de forma semelhante àqueles desenvolvidos em laboratórios especiais validarão os resultados das análises espectrais, os quais servirão para uma avaliação mais eficaz das UEC. A implementação de uma estrutura de testes confiável permitirá, inclusive, a análise de outros modelos de unidades eletrocirúrgicas, o que será interessante para fins comparativos. Além disso, será importante a realização de testes no próprio ambiente de instalação desses equipamentos, o que permitirá a análise da influência dos demais equipamentos eletromédicos instalados no local.

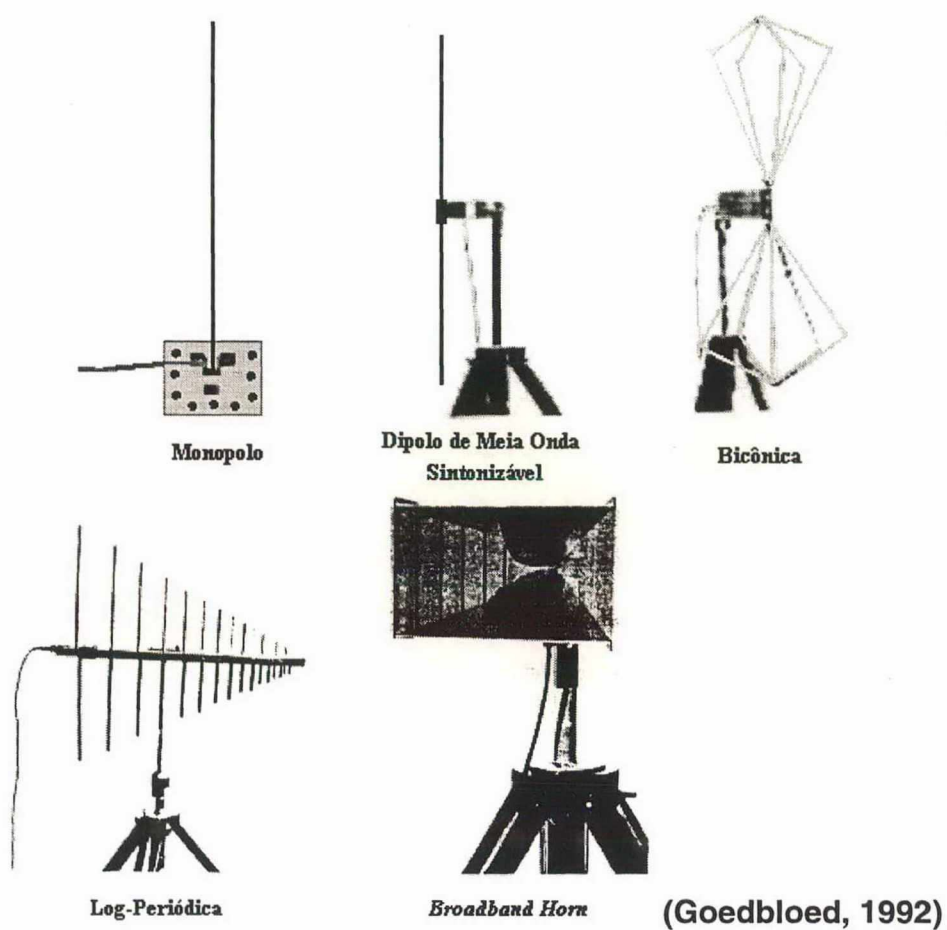
Uma vez que os equipamentos mais suscetíveis à interferência eletromagnética provocada pelas UEC são aqueles destinados à monitorização dos sinais vitais dos pacientes, é aconselhável a análise da imunidade desses equipamentos às emissões eletromagnéticas. Isso pode ser feito com equipamentos especiais capazes de emitir sinais eletromagnéticos sobre o equipamento e de verificar a sua imunidade a essas emissões.

Outra sugestão de trabalho futuro consiste na avaliação das emissões conduzidas através do paciente, uma vez que grande parte dos problemas de interferência eletromagnética em equipamentos conectados aos pacientes advêm dessa forma de propagação das emissões eletrocirúrgicas. Um estudo semelhante a este foi proposto e desenvolvido por Hermini (1996), porém ainda não foram obtidos resultados satisfatórios.

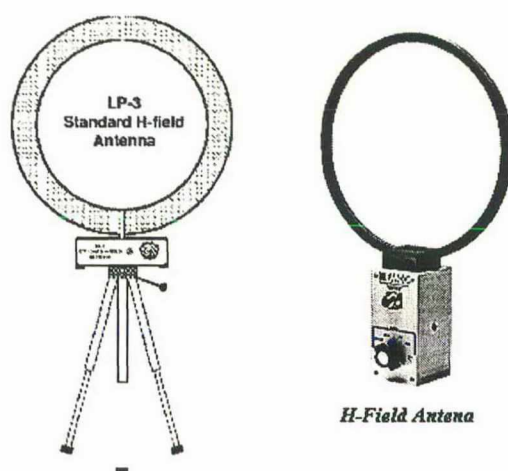
Além das unidades eletrocirúrgicas, existem outras grandes fontes de emissão eletromagnética nos ambientes hospitalares (como as serras, as máquinas de perfusão e os equipamentos de radiodifusão), que também podem interferir no funcionamento de outros equipamentos. Atualmente, há uma preocupação muito acentuada com referência ao estudo das emissões eletromagnéticas provenientes dos telefones celulares, cuja utilização já é proibida em alguns setores dos hospitais. Isso se deve à grande proliferação destes equipamentos no ambiente hospitalar e à sua propensão em causar interferências eletromagnéticas em dispositivos eletromédicos. Por isso, um estudo dos telefones celulares, de forma similar ao que foi realizado neste trabalho, conduziria a resultados e conclusões bastante pertinentes à realidade atual.

Por fim, é importante ressaltar que o Laboratório de Compatibilidade Eletromagnética do Inep, apesar de ainda não ter as condições de projeto ideais, dispõe de equipamentos de teste (analisador de espectros, antenas, LISN, etc.) bastante sofisticados e precisos, comuns aos melhores laboratórios de ensaios de conformidade. Por esse motivo, num futuro bem próximo, é possível que a UFSC possa contar com uma estrutura de ensaios de conformidade bastante eficiente, o que permitirá a sua atuação numa área de pesquisas recente e, sem dúvida, repleta de novos desafios.

ANEXO A - ANTENAS



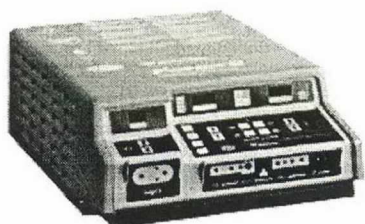
Antenas para a captação do campo elétrico



Antenas para Captação do Campo Magnético

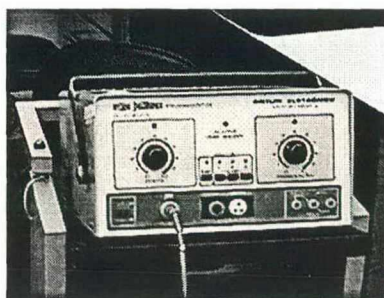
ANEXO B - UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS

Unidades Eletrocirúrgicas

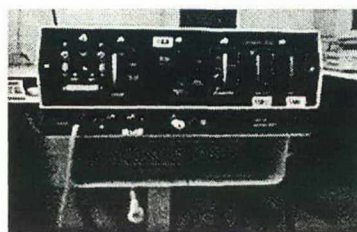


(www.pfizer.com)

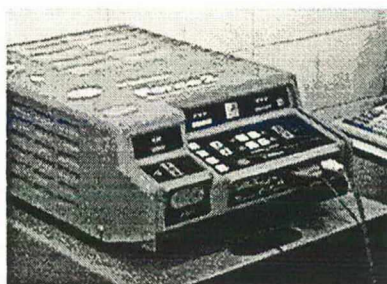
Unidades Eletrocirúrgicas Existentes no HU da UFSC em 1997



Deltronix - Modelo B-3600 A



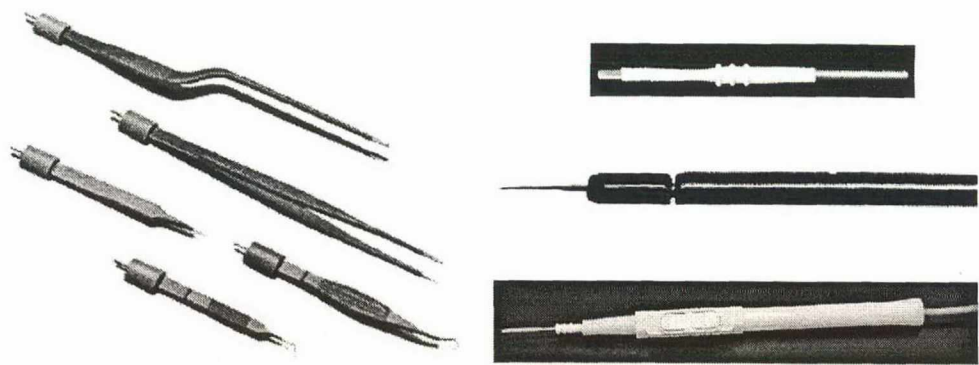
Elektrotom - Modelo 500 BF



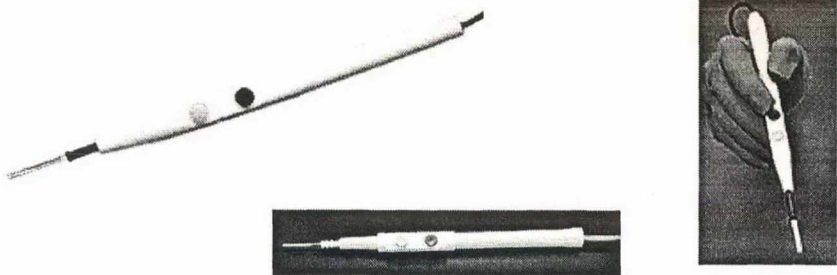
Valleylab - Modelo FORCE 2

**ANEXO C - ACESSÓRIOS DAS UNIDADES
ELETROCIRÚRGICAS**

Eletrodos Ativos

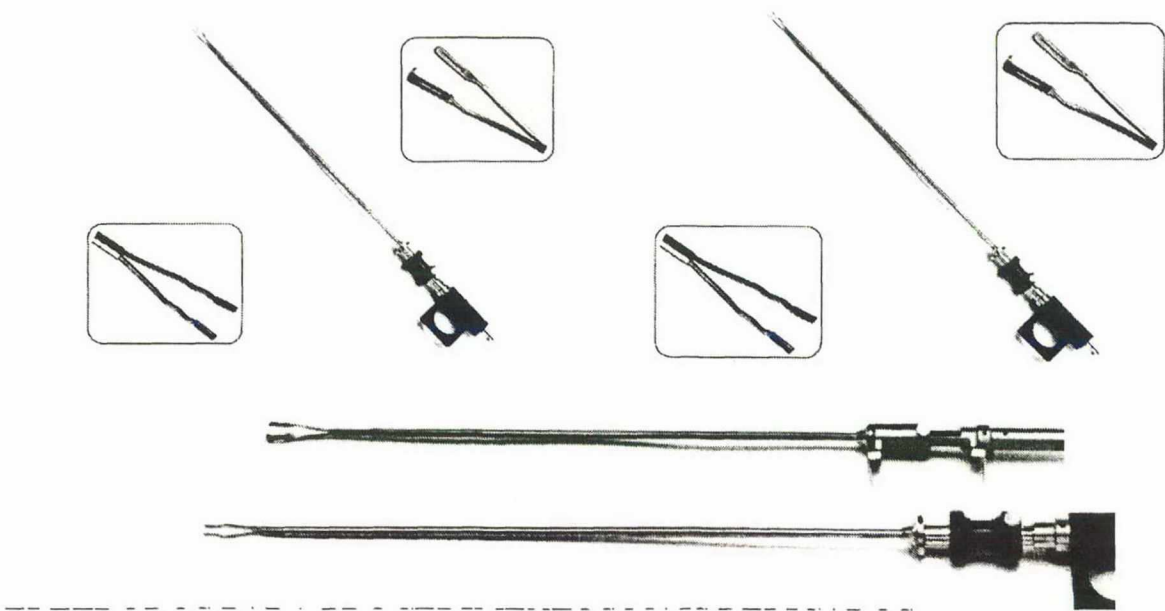


ELETRODOS COM BOTÕES DE AÇIONAMENTO DA UEC



(www.pfizer.com)

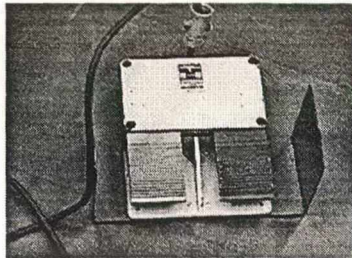
Eletrodos Bipolares



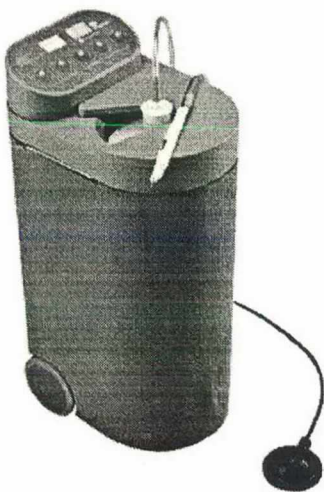
Eletrodos Passivos



Pedais para Acionamento das UEC



Evacuadores de Fumaça



**ANEXO D - EMISSÕES RADIADAS A 1 METRO E 2,5 METROS
DA ANTENA**

(Corte - nível 5 - 120 watts)

▮ DISTANCIA 1 METRO # STAND_BY # POL. HORIZONTAL #

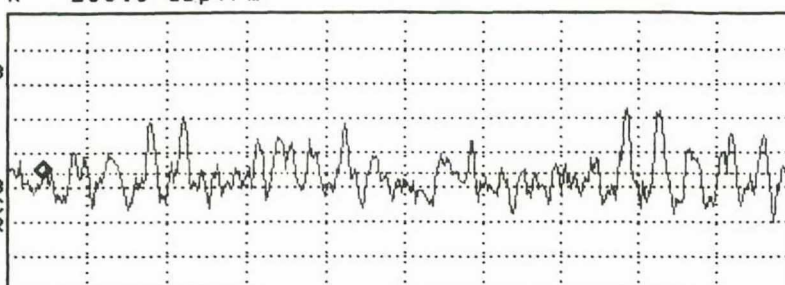
ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
58.32 dB μ V/m

PREFIX= AUTOEX

LOG R 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

....
ABCDEF
GHIJKL
MNOPQR
STUVWX
YZ_# Spc
Clear
More
1 of 2

▮ DISTANCIA 1 METRO # CORTE NIVEL 5 # POL. HORIZONTAL #

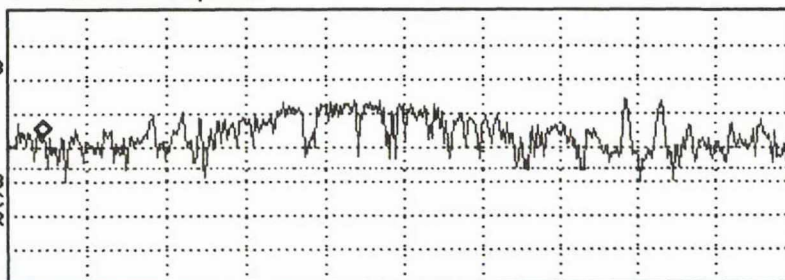
ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
68.85 dB μ V/m

PREFIX= AUTOEX

LOG R 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

....
ABCDEF
GHIJKL
MNOPQR
STUVWX
YZ_# Spc
Clear
More
1 of 2

▮ DISTANCIA 2.5 METROS # CORTE NIVEL 5 # POL. HORIZONTAL #

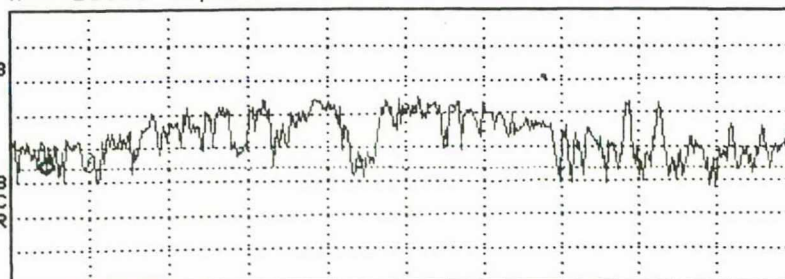
ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
67.89 dB μ V/m

PREFIX= AUTOEX

LOG R 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

....
ABCDEF
GHIJKL
MNOPQR
STUVWX
YZ_# Spc
Clear
More
1 of 2

~~1~~ DISTANCIA 1 METRO # STAND_BY #

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
41.54 dB μ V/m

....
ABCDEF

GHIJKL

MNOPQR

STUVWX

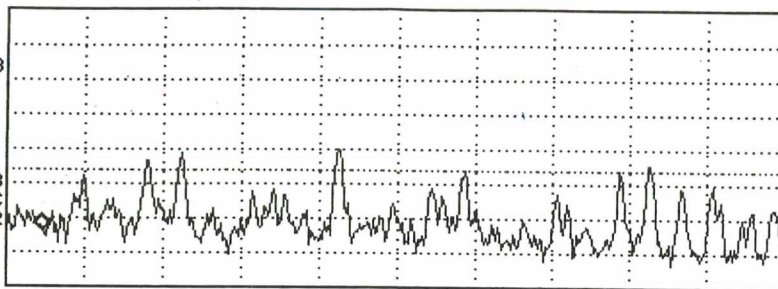
YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

LOG R 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

~~1~~ DISTANCIA 1 METRO # CORTE NIVEL 5 # POL. VERTICAL #

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
67.91 dB μ V/m

....
ABCDEF

GHIJKL

MNOPQR

STUVWX

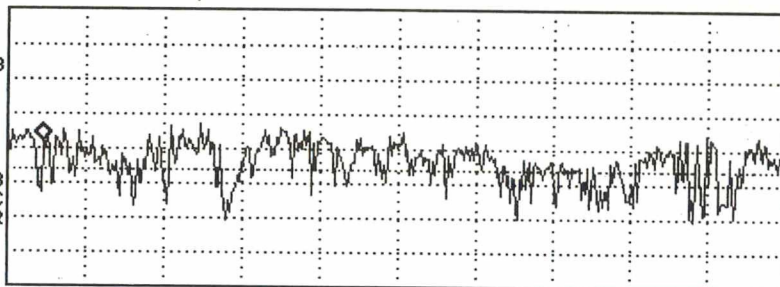
YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

LOG R 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

~~1~~ DISTANCIA 2.5 METROS # CORTE NIVEL 5 # POL. VERTICAL

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
55.86 dB μ V/m

....
COPY
SCREEN

OUTPUT
REPORT

Define
Report

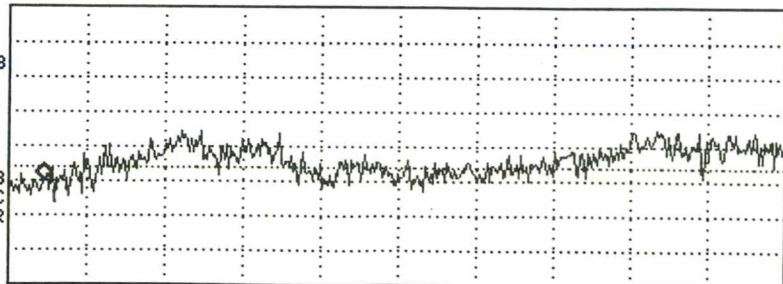
Define
List

EDIT
ANNOTATN

LOG R 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

ANEXO E - EMISSÕES RADIADAS - POLARIZAÇÃO

HORIZONTAL

(Corte e *Blend* - nível 5 - 120 watts; nível 10 - 200 watts)
(Coagulação - nível 5 - 50 watts; nível 10 - 70 watts)

DELTRONIX B_3600 A # STAND-BY # POL. HORIZONTAL #

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
55.97 dB μ V/m

ABCDEF

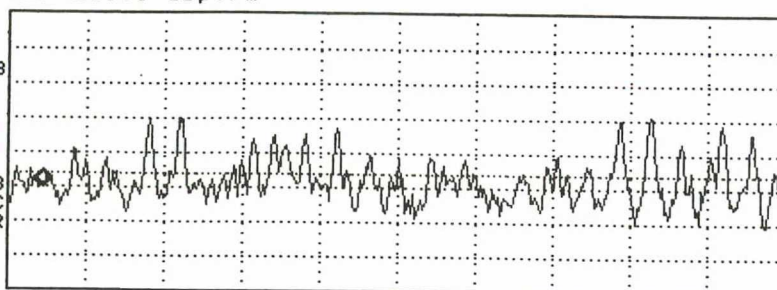
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # CORTE NIVEL 5 # POL. HORIZONTAL

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
63.94 dB μ V/m

ABCDEF

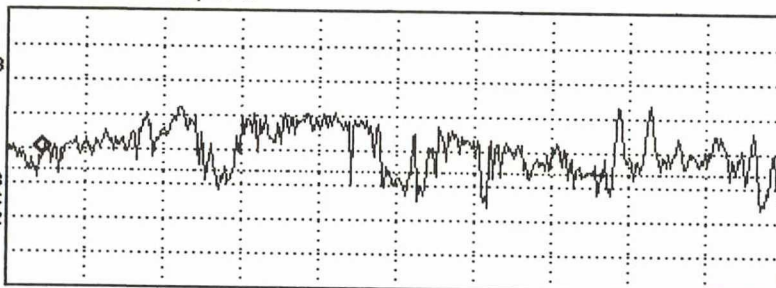
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # CORTE NIV. 10 # POL. HORIZONTAL

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
62.38 dB μ V/m

ABCDEF

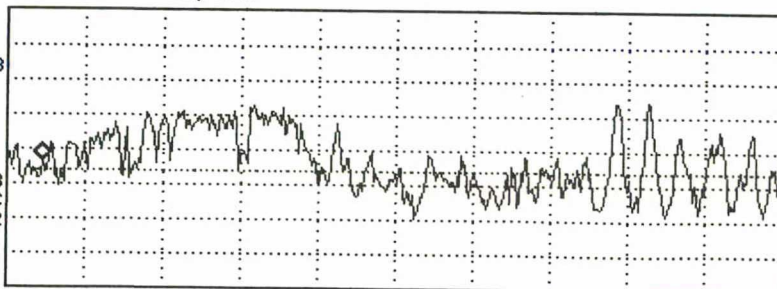
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A #STAND-BY# POL. HORIZONTAL #

ACTV DET: PEAK

ABCDEF

MEAS DET: PEAK QP AVG

MKR 30.90 MHz

59.54 dB μ V/m

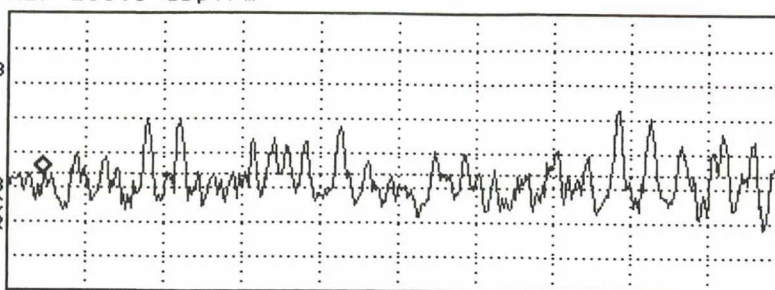
GHIJKL

PREFIX= AUTOEX

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz

#IF BW 120 kHz

AVG BW 300 kHz

STOP 50.00 MHz

SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A #COAG. NIVEL 5 # POL. HORIZONTAL #

ACTV DET: PEAK

ABCDEF

MEAS DET: PEAK QP AVG

MKR 30.90 MHz

60.20 dB μ V/m

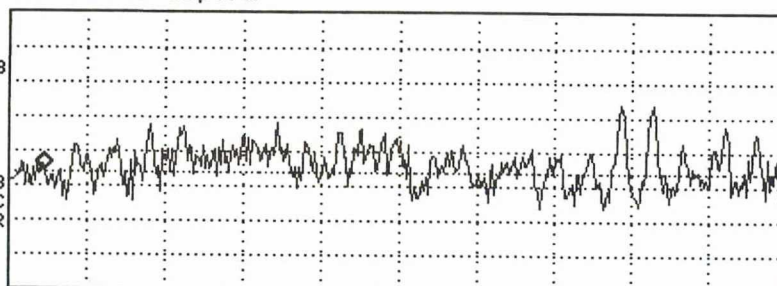
GHIJKL

PREFIX= AUTOEX

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz

#IF BW 120 kHz

AVG BW 300 kHz

STOP 50.00 MHz

SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A# COAG. NIVEL 10 # POL. HORIZONTAL

ACTV DET: PEAK

ABCDEF

MEAS DET: PEAK QP AVG

MKR 30.90 MHz

61.82 dB μ V/m

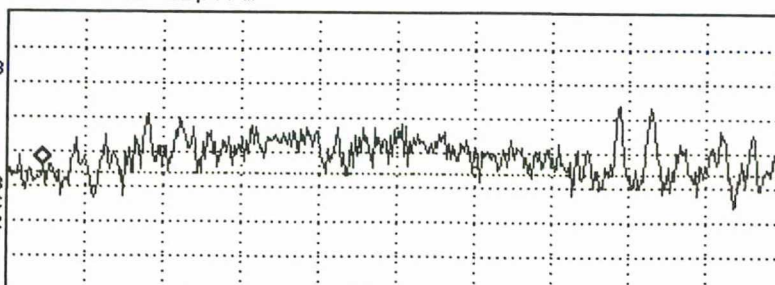
GHIJKL

PREFIX= AUTOEX

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz

#IF BW 120 kHz

AVG BW 300 kHz

STOP 50.00 MHz

SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # STAND_BY #

ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 30.90 MHz
 53.49 dB μ V/m

ABCDEF

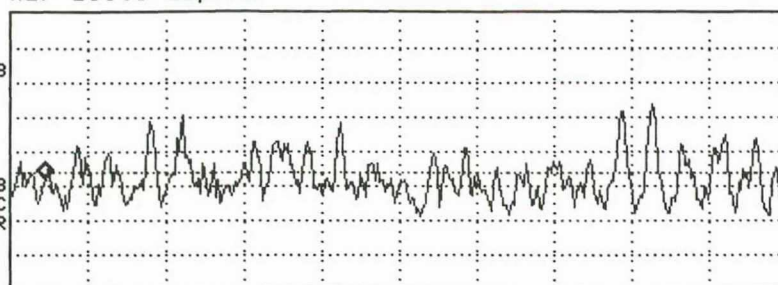
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
 dB/
 #ATN
 10 dB

WA SB
 SC FC
 ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
 #IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

YZ_# Spc
Clear

More
 1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # MIST. 2 NIVEL 5 # POL. HORIZONTAL

ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 30.90 MHz
 62.88 dB μ V/m

() ' ; :

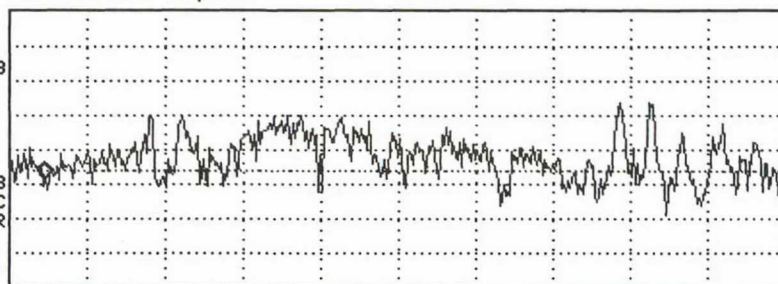
PREFIX= AUTOEX

+ - < > = .

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
 dB/
 #ATN
 10 dB

WA SB
 SC FC
 ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
 #IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

/? \ []

@ # \$ % & *

RP6
 TITLE

More
 2 of 2

DELTRONIX B_3600 A # MIST. 2 NIVEL 10 # POL. HORIZ. #

ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 30.90 MHz
 59.89 dB μ V/m

ABCDEF

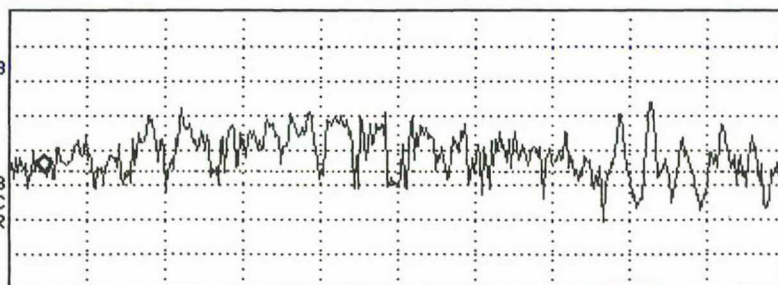
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG R

10
 dB/
 #ATN
 10 dB

WA SB
 SC FC
 ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
 #IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

YZ_# Spc
Clear

More
 1 of 2

ANEXO F - EMISSÕES RADIADAS - POLARIZAÇÃO VERTICAL

(Corte e *Blend* - nível 5 - 120 watts; nível 10 - 200 watts)
(Coagulação - nível 5 - 50 watts; nível 10 - 70 watts)

DELTRONIX B-3600 A # STAND_BY # POL. VERTICAL #

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
43.88 dB μ V/m

ABCDEF

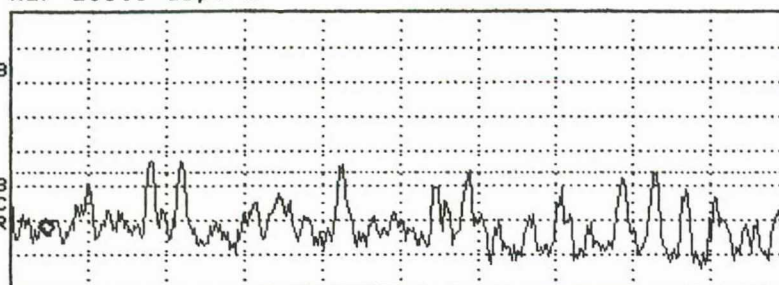
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spo
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A # CORTE NIVEL 5 # POL. VERTICAL #

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
61.98 dB μ V/m

ABCDEF

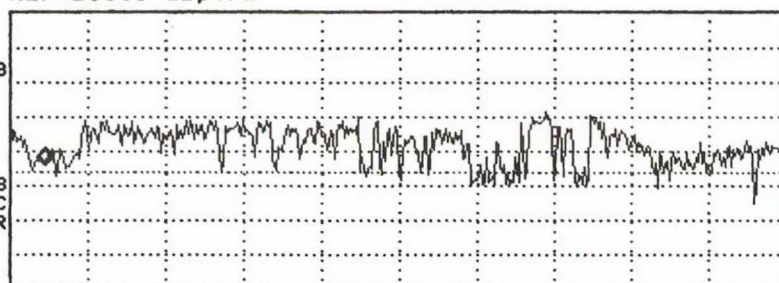
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spo
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A # CORTE NIV. 10 # POL. VERTICAL #

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
70.63 dB μ V/m

ABCDEF

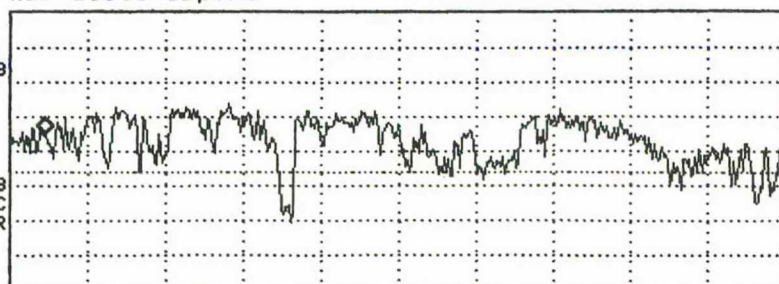
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spo
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # STAND_BY # POL. VERTICAL #

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
39.64 dB μ V/m

ABCDEF

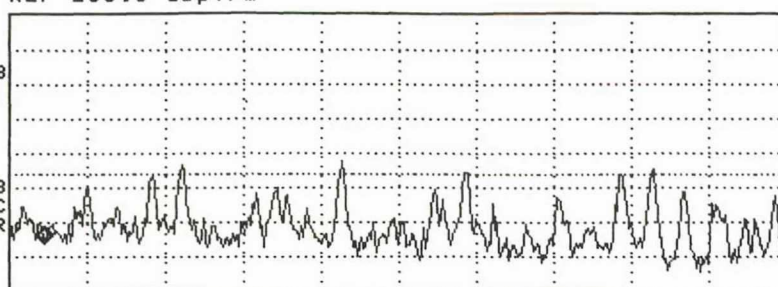
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # COAG. NIVEL 5 # POL. VERTICAL #

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
69.92 dB μ V/m

ABCDEF

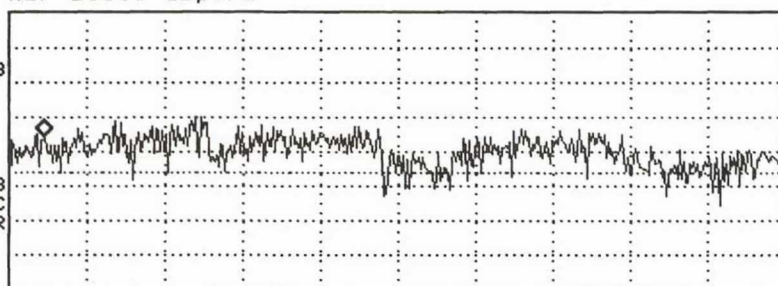
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # COAG. NIVEL 10 # POL. VERTICAL #

MARKER
30.90 MHz
61.47 dB μ V/m

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 30.90 MHz
61.47 dB μ V/m

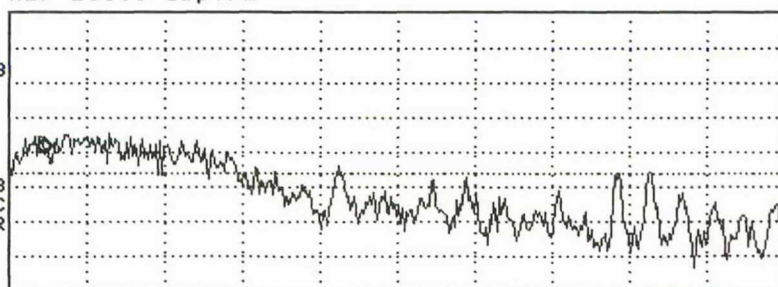
MARKER
NORMAL

MARKER
A

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR



START 30.00 MHz STOP 50.00 MHz
#IF BW 120 kHz AVG BW 300 kHz SWP 20.0 msec

MARKER
AMPTD

SELECT
1 2 3 4

MARKER 1
ON OFF

More
1 of 3

DELTRONIX B_3600 A # STAND_BY #

ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 30.90 MHz
 40.54 dB μ V/m

ABCDEF

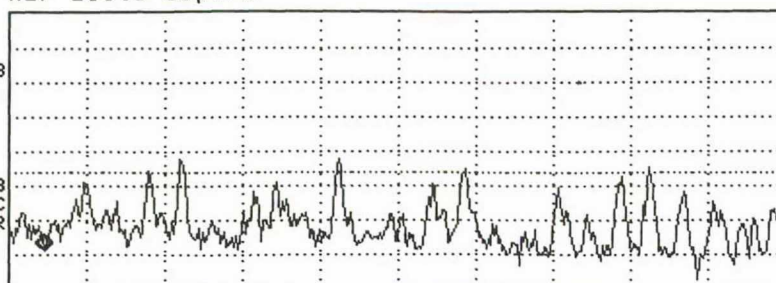
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
 dB/
 #ATN
 10 dB

WA SB
 SC FC
 ACORR



START 30.00 MHz
 #IF BW 120 kHz
 AVG BW 300 kHz
 STOP 50.00 MHz
 SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
ClearMore
1 of 2

DELTRONIX B_3300 A # MISTURADO 2 NIV. 5 # POL. VERT.

ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 30.90 MHz
 74.32 dB μ V/m

ABCDEF

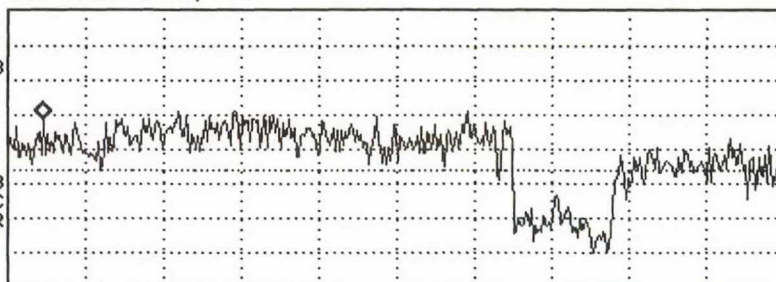
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
 dB/
 #ATN
 10 dB

WA SB
 SC FC
 ACORR



START 30.00 MHz
 #IF BW 120 kHz
 AVG BW 300 kHz
 STOP 50.00 MHz
 SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
ClearMore
1 of 2

DELTRONIX B_3600 A # MISTURADO 2 NIV. 10 #POL. VERT.

ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 30.90 MHz
 64.06 dB μ V/m

ABCDEF

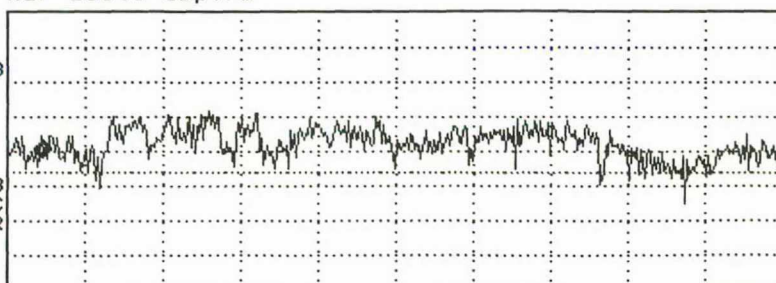
PREFIX= AUTOEX

GHIJKL

LOG REF 106.0 dB μ V/m

10
 dB/
 #ATN
 10 dB

WA SB
 SC FC
 ACORR



START 30.00 MHz
 #IF BW 120 kHz
 AVG BW 300 kHz
 STOP 50.00 MHz
 SWP 20.0 msec

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
ClearMore
1 of 2

ANEXO G - EMISSÕES CONDUZIDAS

(Corte, Coagulação e *Blend* - nível 2 - 30 watts; nível 5 - 120 watts; nível 10 - 200 watts)

DELTRONIX B-3600 A #BISTURI DESLIGADO#

MARKER
745.0 kHz
39.82 dB μ V

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 745.0 kHz
39.82 dB μ V

MARKER
NORMAL

MARKER
A

MARKER
AMPTD

SELECT
1 2 3 4

MARKER 1
ON OFF

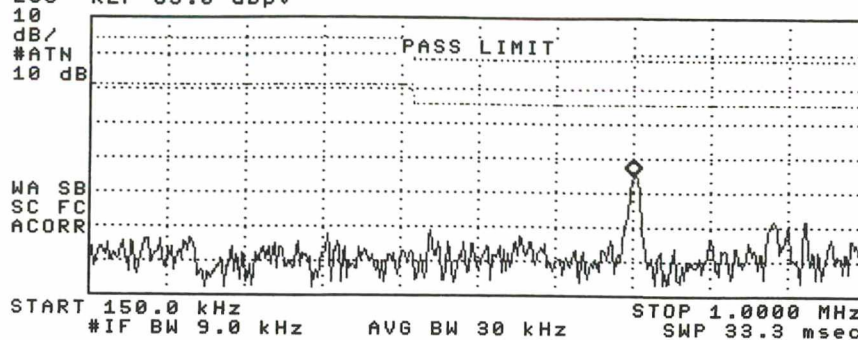
More
1 of 3

LOG REF 85.0 dB μ V

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR

START 150.0 kHz #IF BW 9.0 kHz AVG BW 30 kHz STOP 1.0000 MHz SWP 33.3 msec



DELTRONIX B-3600 A # STAND_BY #

MARKER
549.5 kHz
53.66 dB μ V

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 549.5 kHz
53.66 dB μ V

MARKER
NORMAL

MARKER
A

MARKER
AMPTD

SELECT
1 2 3 4

MARKER 1
ON OFF

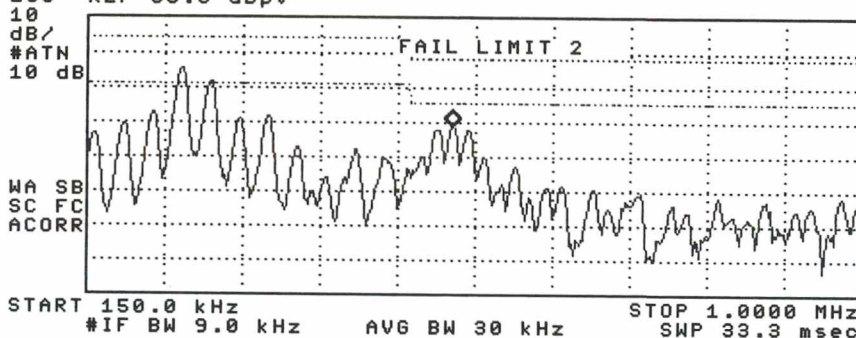
More
1 of 3

LOG REF 85.0 dB μ V

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR

START 150.0 kHz #IF BW 9.0 kHz AVG BW 30 kHz STOP 1.0000 MHz SWP 33.3 msec



DELTRONIX B-3600 A # PEDAL CORTE ACIONADO #

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 549.5 kHz
60.45 dB μ V

ABCDEF

GHIJKL

MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

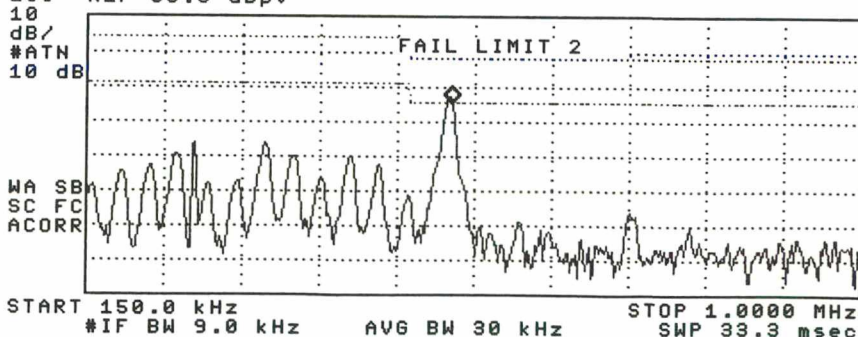
More
1 of 2

LOG REF 85.0 dB μ V

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR

START 150.0 kHz #IF BW 9.0 kHz AVG BW 30 kHz STOP 1.0000 MHz SWP 33.3 msec



DELTRONIX B_3600 A # STAND-BY #

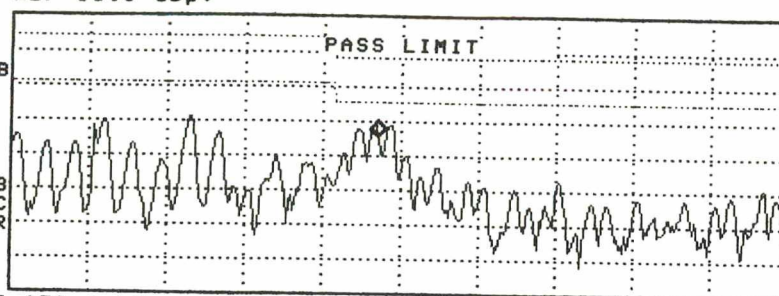
 MARKER
 549.5 kHz
 50.29 dBμV

 ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 549.5 kHz
 50.29 dBμV

 MARKER
 1

LOG REF 85.0 dBμV

 10
 dB/
 #ATN
 10 dB

 WA SB
 SC FC
 ACORR

 START 150.0 kHz
 #IF BW 9.0 kHz
 AVG BW 30 kHz
 STOP 1.0000 MHz
 SWP 33.3 msec

MARKER

MARKER

 SELECT
 1 2 3 4

 MARKER 1
 ON OFF

 More
 1 of 3

DELTRONIX B_3600 A # CORTE NIVEL 5 #

PREFIX= AUTOEX

 ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 549.5 kHz
 87.43 dBμV

ABCDEF

GHIJKL

MNOPQR

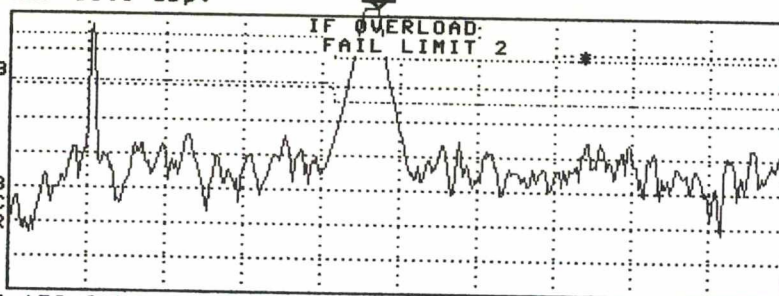
STUVWX

 YZ_# Spc
 Clear

 More
 1 of 2

LOG REF 85.0 dBμV

 10
 dB/
 #ATN
 10 dB

 WA SB
 SC FC
 ACORR

 START 150.0 kHz
 #IF BW 9.0 kHz
 AVG BW 30 kHz
 STOP 1.0000 MHz
 SWP 33.3 msec

DELTRONIX B_3600 A # COAGULACAO NIVEL 5 #

PREFIX= AUTOEX

 ACTV DET: PEAK
 MEAS DET: PEAK QP AVG
 MKR 549.5 kHz
 77.47 dBμV

ABCDEF

GHIJKL

MNOPQR

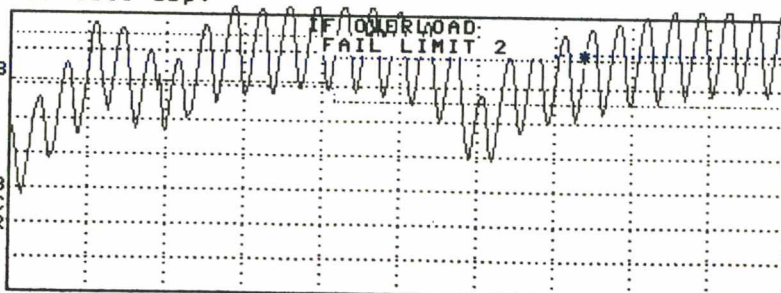
STUVWX

 YZ_# Spc
 Clear

 More
 1 of 2

LOG REF 85.0 dBμV

 10
 dB/
 #ATN
 10 dB

 WA SB
 SC FC
 ACORR

 START 150.0 kHz
 #IF BW 9.0 kHz
 AVG BW 30 kHz
 STOP 1.0000 MHz
 SWP 33.3 msec

DELTRONIX B-3600 A # CORTE NIVEL 8 #

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 549.5 kHz
81.36 dB μ V

ABCDEF

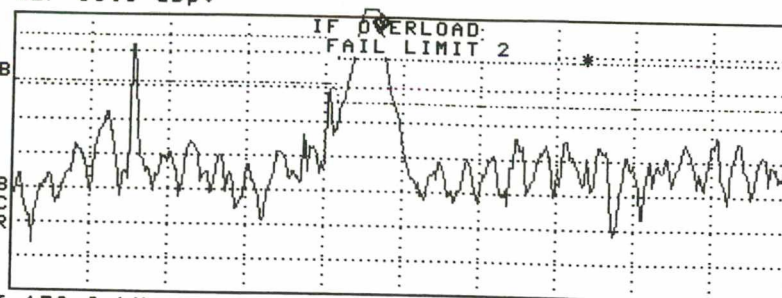
GHIJKL

LOG REF 85.0 dB μ V

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR

START 150.0 kHz #IF BW 9.0 kHz AVG BW 30 kHz STOP 1.0000 MHz SWP 33.3 msec



MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A # COAGULACAO NIVEL 8 #

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 549.5 kHz
69.86 dB μ V

ABCDEF

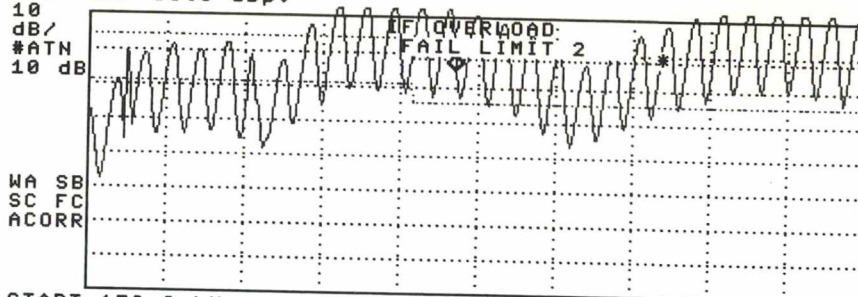
GHIJKL

LOG REF 85.0 dB μ V

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR

START 150.0 kHz #IF BW 9.0 kHz AVG BW 30 kHz STOP 1.0000 MHz SWP 33.3 msec



MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

DELTRONIX B-3600 A # MISTURADO N IVEL 8 # MIST. 2

PREFIX= AUTOEX

ACTV DET: PEAK
MEAS DET: PEAK QP AVG
MKR 549.5 kHz
80.85 dB μ V

ABCDEF

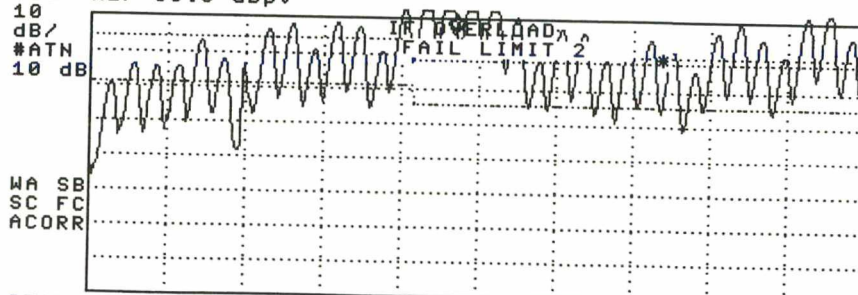
GHIJKL

LOG REF 85.0 dB μ V

10
dB/
#ATN
10 dB

WA SB
SC FC
ACORR

START 150.0 kHz #IF BW 9.0 kHz AVG BW 30 kHz STOP 1.0000 MHz SWP 33.3 msec



MNOPQR

STUVWX

YZ_# Spc
Clear

More
1 of 2

BIBLIOGRAFIA

- ANDERSON, Randy. The european medical device EMC specifications. **1996 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility**. Santa Clara, United States. p. 31-33. 1996.
- ARC Technical Resources, Inc.. [www.arctechnical.com / 1000-4-3.html](http://www.arctechnical.com/1000-4-3.html).
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança**, NBR IEC 601-1. Rio de Janeiro, 1994.
- _____. **Requisitos particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência**, Projeto de Norma 3:062.01-018, 1995.
- _____. **CB-26 Odonto-Médico-Hospitalar**. [http:// www.abnt.org.br / comite26.htm](http://www.abnt.org.br/comite26.htm). 1997 a.
- _____. **Normas publicadas (Edital nº 10 de 31.10.1997)**. [http:// www.abnt.org.br / bol103.htm](http://www.abnt.org.br/bol103.htm). 1997 b.
- ASTON, Richard. **Principles of biomedical instrumentation and measurement**. New York: Macmillan Publishing Company, 1990.
- BENDERS, Donald. **Electrosurgery interference** - minimize its effects on ECG monitors, Hewlett-Packard AN -743, [19- -].
- BENNET, R. G.; KRAFFERT, C. A.. **Bacterial transference during electrodesiccation and electrocoagulation**. Archives of Dermatology, v. 126, n. 6, p. 751-755. 1990.
- BOIVIN, William S.; BOYD, Sean M.; COLETTA, John N.; HARRIS, Charles D.; NEUNABER, Lesley M.. Measurement of electromagnetic field strengths in urban

- and suburban hospital operating rooms. **Paper submitted and accepted for presentation at the IEEE EMBS 97 Conference.** Chicago. Outubro, 1997.
- CARR, J. J.. **Biomedical equipment: use, maintenance and management.** Prentice-Hall, Englewood Cliffs. New Jersey. p. 267-282. 1991.
- CASTRO, A. C. R.. **Estudo de funcionalidade e segurança de unidades eletrocirúrgicas de alta frequência.** Dissertação de mestrado da pós-graduação de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, Santa Catarina, 1997.
- CHATTERTON, P. A.; HOULDEN, M. A.. **EMC Electromagnetic theory to practical design.** Liverpool, United Kingdom: John Wiley & Sons, Inc., 1992.
- COMBA, Alessandra; BRITO, Lúcio F. M.. Prevenção de acidentes com bisturi elétrico em centro cirúrgico: um papel para a equipe de enfermagem e de engenharia clínica. **Anais do II Congresso Brasileiro de Enfermagem em Centro Cirúrgico.** Sociedade Brasileira de Enfermeiros de Centro Cirúrgico. p. 61-66. São Paulo. Julho de 1995.
- ERBE ELEKTROMEDIZIN. **Erboton ICC 200** - Instrucciones de manejo.
- FARIN, Günter. **Causes and prevention of burns during electrosurgery.** Erbe Elektromedizin. 1982.
- FENICAL, Gary. Current and proposed EMC tests for medical devices. **ITEM - The International Journal of EMC.** p. 78-82. 1997.
- FERREIRA, Golberi de Salvador; RAIZER, Adroaldo. Compatibilidade eletromagnética - uma visão para eletrônica de potência. **SEP - 96 - III Seminário de Eletrônica de Potência.** Florianópolis, SC. p. 147 - 156. Nov. 1996.
- FERREIRA, Aurélio B. de H.. **Novo dicionário da língua portuguesa.** 2ª edição. Rio

de Janeiro: Nova Fronteira. 1986.

GEDDES, Leslie A.(Ed.). **Handbook of electrical hazards and accidents**. CRC Press, Inc, 1995.

____ ; BAKER, L. E.. **Principles of applied biomedical instrumentation**. 3ª edição, United States: John Willey & Sons, Inc., 1989.

____ ; FOSTER, K. S. et al. **The rectification properties of an electrode-electrolyte interface operated at high sinusoidal current density**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. vol. BME-34, nº 9, p. 669-672. 1987.

____ ; TACKER, W. A.; CABLER, P.. **A new electrical hazard associated with the electrocautery**. Medical Instrumentation. vol. 9, nº 2, p. 112-113. 1975.

GERHARD, G. C.. **Electrosurgical technology: Quo vadis?** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-31, n. 12, p. 787-791. 1984.

____ ; SELIKOWITZ, Stuart; BENEDICT, Richard; FRENCH, David. **Reducing electrosurgical hazards for transurethral resections**. in Proc. 5th New Eng. Bioeng. Conf., Cannon, Ed. New York: Pergamon, p.146-149. 1977.

GOEDBLOED, Jasper J.. **Electromagnetic Compatibility**. Deventer, The Netherlands. Prentice Hall International (UK) Ltd., 1992.

HAUSNER, Karl. **Electrosurgery : macro vs micro**. <http://www.netvs.com/elmed/micvsmac.htm>. June, 1985 a.

____. **Laser vs Electrosurgery**. <http://www.elmed.com/lasvselec.htm>. August, 1985 b.

HEIN, Marcelo.; MÜHLEN, Sérgio Santos. Aspectos da segurança elétrica em hospitais. Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde (3.:1996:Campos do Jordão) **Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde /**

editores [:] Homero Schiabel...[et al.].- - São Carlos, 1996.

HERMINI, Alexandre H.. Metodologia para avaliação da interferência eletromagnética conduzida em equipamentos eletrônicos utilizados em procedimentos cirúrgicos. Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde (3.:1996:Campos do Jordão) **Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde** / editores [:] Homero Schiabel...[et al.].-p. 101-102 - São Carlos, 1996.

HOOLIHAN, Daniel D.. C 63-Electromagnetic compatibility committee and medical electrical equipment. **ITEM-The International Journal of EMC**. p. 72-76, 1997 a. _____. Medical device electromagnetic interference - ANSI issues. **Journal Electronics industries forum 1997**. p. 123-130. Boston, Minnesota: IEEE, May 1997 b.

JANUNCIO, Igarapê Maria; GRAZIANO, Kazulo Uchikawa. Bisturi elétrico: perigo potencial para o paciente e equipe. Recomendações práticas para o seu manuseio seguro. **Anais do II Congresso Brasileiro de Enfermagem em Centro Cirúrgico**. Sociedade Brasileira de Enfermeiros de Centro Cirúrgico. p. 111-120. São Paulo, Julho de 1995.

Jl, Hualiang. **Studies of electromagnetic interference from electrosurgical units in hospital operating rooms**. Thesis. Department of Electrical Engineering. Graduate Faculty of the North Dakota State University of Agriculture and Applied Science, North Dakota, 1993.

KIMMEL, William D.; GERKE, Daryl D.. **Electromagnetic compatibility in medical equipment** - A guide for designers and installers. Interpharm Press, Inc., and IEEE Press, p. 17-30. 1995.

KINDERMANN, G.. **Choque elétrico**. 1ª edição, Porto Alegre. Sagra: DC Luzzatto. 1995.

- KOLIAS, N. J.; COMPTON, R. C.; FITCH, J. P.. Antennas. In: DORF, Richard C.. **The electrical engineering handbook**. Boca Raton, Flórida: CRC Press, INC., p. 861-879. 1993.
- KRAUS, John D.. **Electromagnetics**. 4ª edição, United States: McGraw-Hill, Inc., 1992.
- La COURSE, J. R.; MILLER, W. Thomas; VOGT, M.; SELIKOWITZ, Stuart M.. **Effect of high-frequency current on nerve and muscle tissue**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-32, n. 1, p. 82-86. 1985.
- ____ ; VOGT, M. C.. **Spectral analysis interpretation of electrosurgical generator nerve and muscle stimulation**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-35, n. 7, p. 505-509. 1988.
- MACHADO, Cassiandra. Normas para elaboração de dissertações e teses. [s.n]. Florianópolis. 1995.
- von MALTZAHN, Wolf W.; EGGLESTON, Jeffrey L.. Electrosurgical devices. In: BRONZINO, Joseph D.. **The biomedical engineering handbook**. Boca Raton, Flórida: CRC Press, INC., p. 1292-1300. 1995.
- MONKS, P. S.. **Safe use of electro-medical equipment**. Anaesthesia, v. 26, n. 3, p. 264-280. 1971.
- NELSON, Robert, JI, Hualiang. Electric field strenghts created by electrosurgical units. **Proceedings of the 1994 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility**, pp.366-370. Chicago. August, 1994.
- NORMAS PARA APRESENTAÇÃO DE TRABALHOS - Parte 2 - **Teses, dissertações e trabalhos acadêmicos**. 5ª edição. Curitiba: Editora UFPR. 1995.

- _____. - Parte 6 - **Referências bibliográficas**. 5ª edição. Curitiba: Editora UFPR. 1995.
- PAPERMAN, W.; DAVID, Yadin; MARTINEZ, M.. **Electromagnetic interference: causes and concerns in the health care environment**. Health Care Facilities Management Series, 1994.
- _____; _____. Testing for EMC in the clinical environment. **Journal of Clinical Engineering**. Quest Publishing Co., Inc., Brea, CA, p. 207-211. May/June, 1996.
- PAUL, Clayton R.. **Introduction to electromagnetic compatibility**. Kentucky, Lexington: John Wiley & Sons, Inc, p. 42-79. 1992.
- PEARCE, J. A.; GEDDES, L. A.; van VLEET, J. F. et al. **Skin burns from electrosurgical current**. Med. Instrum. v.17, n.3, p.225-231. 1983.
- PRENTISS, R. J.; HARVEY, G. W.; BETHARD, W. F.; BOATWRIGHT, D. E.; PENNINGTON, R. D.. **Massive adductor muscle contraction in transurethral surgery: cause and prevention; development of new electrical circuitry**. Journal of Urology, vol. 93, p.263-271. 1965.
- SANTANA, Crismara Janina da Rosa. **"Instalações elétricas hospitalares"**, EDIPUCRS, Porto Alegre, 1996.
- SARTORI, Carlos A. F.. Normas de CEM: situação atual, abrangência e importância. **Eletricidade Moderna**. nº 274, p. 125-131. Jan. 1997.
- SEBBEN, J. E.. **Contamination risks associated with electrosurgery**. Archives of Dermatology, v. 126, n. 6, p. 805-808. 1990.
- SEGAL, Bernard, RÉTFALVI, Stephen, PAVLASEK, Tomas. **"Silent" malfunction of a critical-care device caused by electromagnetic interference**. Biomedical Instrumentation & Technology. pp. 350-354. July/August 1995.
- SELIKOWITZ, Stuart M.; La COURSE, John R..**Electric current and voltage**

- recordings on the myocardium during electrosurgical procedures in canines.** Surgery, Gynecology & Obstetrics. vol. 164, p. 219-224. 1987.
- SILBERBERG, Jeffrey L.. Performance degradation of electronic medical devices due to electromagnetic interference. **Compliance Engineering**. vol. X, n° 5, p 25-39. Fall 1993.
- SLAGER, Cornelis J.; SCHUURBIERS, Johan Ch. H.; OOMEN, Jan A. F.; BOM, Nicolaas. **Electrical nerve and muscle stimulation by radio frequency surgery: role of direct current loops around the active electrode.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering. vol. 40, n° 2, fevereiro de 1993.
- TUCKER, Robert D.; SCHMITT, Otto H.; SIEVERT, Chester E.; SILVIS, Stephen E.. **Demodulated low frequency currents from electrosurgical procedures.** Surgery, Gynecology & Obstetrics. v. 159, n° 1, p. 39-44. 1984.
- UYLINGS, J. H. M.; VAN HIMBERGEN, A.. **Safety precautions in electrosurgery.** Medicamundi, vol. 23, N° 2, pp. 116-121. 1978.
- VALLEYLAB, INC a. **Princípios da eletro-cirurgia.**
- VALLEYLAB, INC b. **Electrosurgical safety tips.**
- VLACH, P.; SEGAL, B.; PAVLASEK, T.. The measured & predicted electromagnetic environment at urban hospitals. **1995 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility.** Atlanta, United States. p.4-7.1995.
- WEBSTER, J. G.; CHU, C.; HUA, P.; AU, T..Minimizing interference caused by electrosurgical units. **IEEE / Seventh Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society.** p. 775-778. 1985.
- WITTERS, Don. Medical devices and EMI: the FDA perspective. **ITEM Update 1995.** p. 22-32. 1995.

YELDERMAN, Mark; WIDROW, B.; CIOFFI, J. M.; HESLER, E.; LEDDY, J. A..

ECG enhancement by adaptive cancellation of electrosurgical interference.

IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-30, n° 7, p. 392-396.

July, 1983.

[http:// praxis.pha.jhu.edu / science / emspec.html](http://praxis.pha.jhu.edu/science/emspec.html) - Adaptado de W. F. Kaufmann.

“Universe”. Freeman: New York.

GLOSSÁRIO

Analizador de Espectros - dispositivo especial projetado para realizar uma análise da amplitude das harmônicas que compõem determinado sinal eletromagnético.

Antena - dispositivo utilizado durante ensaios de compatibilidade eletromagnética para captar ou emitir sinais eletromagnéticos.

Bisturi com lâmina (*scalpel*) - instrumento cirúrgico usado para praticar incisões nos tecidos durante as operações.

Blindagem - definida como sendo um invólucro metálico que envolve completamente, ou parcialmente um determinado equipamento eletrônico para protegê-lo das emissões radiadas ou para diminuir o efeito de suas emissões sobre outros equipamentos.

Câmara Semi-anecóica - câmara utilizada para avaliação das emissões eletromagnética radiadas. Ela é constituída por dois elementos principais: uma sala blindada e cones, usados para absorção das ondas de rádio, que envolvem toda a sala (Paul, 1992).

Cirurgia - ramo da medicina que se ocupa das moléstias curáveis por meio de intervenções manuais, praticadas com instrumentos adequados.

Coagulação Elétrica - obturação de pequenos vasos sangüíneos do tecido biológico através da eletricidade.

Compatibilidade Eletromagnética (definição da FDA) - capacidade de um equipamento ou sistema de operar no seu ambiente eletromagnético operacional com o nível de eficiência desejado sem ser prejudicado por interferência eletromagnética (Paperman et al., 1994).

Condução Eletromagnética - é a propagação da energia na forma de ondas eletromagnéticas através de um meio condutor.

Corrente de Coagulação - corrente modulada para a realização da coagulação dos tecidos; alta tensão / baixa corrente; 6000 volts com geradores transistorizados (*solid state generator*); até 15000 volts com geradores centelhadores (*spark-gap generators*) de tensões pico a pico (Hausner, 1985 a).

Corrente Não-Modulada - utilizada para a realização do corte de forma similar ao realizado com os bisturis com lâmina (*scalpel*) (Hausner, 1985 a).

Corrente Misturada - é uma mistura das correntes de corte (não-moduladas) e de coagulação (moduladas). Ela permite a realização do corte com graus determinados de hemostase; tensões de até 2000 volts (Hausner, 1985 a).

Corrente Modulada - o mesmo que “corrente de coagulação” - alta tensão e baixa corrente (Hausner, 1985 a).

Corte (por UEC) - corte do tecido biológico causado pela passagem de correntes de alta frequência com elevadas amplitudes através da extremidade do eletrodo ativo da UEC. Essas correntes fazem com que os líquidos intracelulares evaporem e destruam as células devido à pressão por eles exercida na parede das mesmas.

Descarga Eletrostática - uma transferência de carga elétrica entre corpos de diferentes potenciais eletrostáticos que se encontram próximos entre si ou em contato direto (Paperman et al., 1994).

Dissecação por Eletricidade - o efeito eletrocirúrgico de desidratação do tecido e a desnaturação das proteínas causado pelo contato direto entre o eletrodo ativo e o tecido. A densidade de corrente necessária para a realização da dissecação elétrica é

menor do que a utilizada para a realização do corte do tecido (Castro, 1997).

Distúrbio Eletromagnético - qualquer fenômeno eletromagnético que pode prejudicar o desempenho de um dispositivo, equipamento ou sistema, ou afetar de forma adversa qualquer matéria viva. Um distúrbio eletromagnético pode ser um ruído eletromagnético, um sinal indesejado ou uma mudança no meio de propagação de um sinal (Chatterton & Houlden, 1992).

Eletrodo Ativo - eletrodo destinado a produzir certos efeitos físicos, como o corte e a coagulação dos tecidos, prescritos em eletrocirurgia (Castro, 1997).

Eletrodo Bipolar - conjunto de dois eletrodos ativos no mesmo suporte e energizados de tal maneira que a corrente de alta frequência passe principalmente entre os dois eletrodos (Castro, 1997).

Eletrodo Passivo - eletrodo com uma área relativamente grande para a conexão ao corpo do paciente, fornecendo uma via de retorno para a corrente de alta frequência, com densidade de corrente baixa no tecido biológico para evitar queimaduras indesejadas. O eletrodo passivo é também conhecido como placa do paciente, eletrodo neutro ou dispersivo, eletrodo de retorno e eletrodo do paciente. Pode ser de metal rígido ou de material flexível e descartável (Castro, 1997).

Emissão Eletromagnética - fenômeno que descreve a emissão de energia eletromagnética por uma fonte (Paperman et al., 1994).

Equipamento Eletromédico - é o equipamento elétrico dotado de não mais que um recurso de conexão a uma determinada rede de alimentação elétrica e destinado a diagnóstico, tratamento ou monitoração do paciente, sob supervisão médica, que estabelece contato físico ou elétrico com o paciente, ou recebe a que dele provém, e/ou detecta esta transferência de energia (NBR IEC 601).

Filtro - dispositivo, geralmente utilizado junto aos cabos de alimentação, capaz de bloquear o fluxo do ruído causador das interferências eletromagnéticas, o qual é conduzido através da rede elétrica que fornece a energia necessária para o funcionamento dos equipamentos.

Fulguração - uso de arcos (faíscas) para coagular os tecidos (Castro, 1997).

Hemostasia - supressão de derramamento sangüíneo, mediante o uso de recursos diversos, dentre os quais se destaca a compressão direta no ponto onde se processa a hemorragia ou, quando se trata de uma artéria, no segmento imediatamente superior. A hemostasia definitiva é realizada laqueando o vaso comprimido.

Imunidade Eletromagnética - habilidade de um equipamento ou sistema de desempenhar suas funções sem ser afetado por distúrbios eletromagnéticos (Paperman et al., 1994).

Incisão - o mesmo que corte (Castro, 1997).

Interferência Eletromagnética - qualquer distúrbio eletromagnético, fenômeno, sinal, ou emissão que causa ou poderia causar uma resposta indesejada de um equipamento elétrico ou eletrônico (Paperman et al., 1994).

LISN (*Line Impedance Stabilization Network*) - dispositivo usado nos testes das emissões eletromagnéticas conduzidas que tem por objetivo garantir um nível de impedância fixo durante os mesmos (Kimmel & Gerke, 1995).

Modo Bipolar - modo de operação da unidade eletrocirúrgica em que tanto as funções do eletrodo ativo como do eletrodo de retorno são feitas no local da cirurgia. As duas pontas do fórceps (ou pinça) manuseado pelo cirurgião desempenham as funções do eletrodo ativo e do eletrodo de retorno.

Modo Monopolar - modo de operação da unidade eletrocirúrgica em que o

eletrodo ativo está no local da cirurgia, enquanto que o eletrodo de retorno está em outro local do corpo do paciente. Nesse modo de operação, a corrente gerada na ponta do eletrodo ativo circula através do paciente e retorna à unidade eletrocirúrgica através do eletrodo de retorno (Valleylab a).

Monitoramento do Eletrodo de Retorno - sistema que monitora continuamente a impedância do tecido sob o qual se encontra o eletrodo de retorno e interrompe o funcionamento da UEC caso não haja um contato satisfatório entre o paciente e o eletrodo de retorno (Castro, 1997).

Ondas Eletromagnéticas - ondas que não necessitam de um meio material para se propagar (Ex.: ondas de rádio e luz).

Ondas Mecânicas - ondas que necessitam de um meio material, como o ar, para se propagar (Ex.: onda sonora).

Radiação Eletromagnética - é a propagação através do espaço da energia na forma de ondas eletromagnéticas, que continuam a se propagar mesmo quando a fonte original é desligada (Chatterton & Houlden, 1992).

Stand-by - condição em que a UEC está energizada mas não está atuando (cortando ou coagulando) sobre os tecidos.

Susceptibilidade Eletromagnética - inabilidade de um equipamento ou sistema de desempenhar suas funções sem ser afetado por distúrbios eletromagnéticos. Nota: susceptibilidade é a falta de imunidade (Paperman et al., 1994).

Transiente - interferência que não é contínua, geralmente com muito breve duração, como no caso de descargas eletrostáticas ou de distúrbios provocados por relâmpagos (Kimmel & Gerke, 1995).

Unidade Eletrocirúrgica (UEC) - é um equipamento eletromédico, incluindo

seus acessórios, destinado a efetuar procedimentos cirúrgicos, tais como corte e coagulação dos tecidos biológicos, por intermédio de correntes de alta frequência (300 kHz a 3 MHz).